

Universität Zürich
Zentrum für Zahnmedizin
Klinik für Kieferorthopädie und Kinderzahnmedizin
Direktor: Prof. Dr. Theodore Eliades

Arbeit unter Leitung von Dr. med. dent. Hubertus van Waes

**Perfusionsmessung der Zahnpulpa mittels Laser-Doppler-Flowmetrie:
Entwicklung eines in-vitro-Modells**

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung der Doktorwürde der Zahnmedizin
der Medizinischen Fakultät
der Universität Zürich

vorgelegt von
Marina Lara Ganz

Genehmigt auf Antrag von Prof. Dr. Theodore Eliades
Zürich 2015

Inhaltsverzeichnis

1 Zusammenfassung.....	3
2 Einleitung	5
2.1 Übersicht	5
2.2 Laser-Doppler-Flowmetrie	6
2.2.1 Funktionsweise	6
2.2.2 Vor- und Nachteile der Laser-Doppler-Flowmetrie.....	8
2.3 Sondenbefestigung.....	9
3 Wissenschaftliche Fragestellung	12
4 Material und Methoden.....	13
4.1 Literaturrecherchen.....	13
4.2 Technik der Laser-Doppler-Flowmetrie	13
4.3 Entwicklung der in-vitro-Modelle und Versuchsanordnung	15
4.4 Vorversuche.....	22
4.4.1 Vorversuche mit verschiedenen Flüssigkeiten.....	22
4.4.2 Testmessungen.....	22
4.4.3 Pulsator	25
4.4.4 Befeuchteter Sondenhalter.....	26
4.5 Untersuchte Befestigungsvarianten	27
5 Resultate der Befestigungsvarianten	33
6 Diskussion	38
6.1 Laser-Doppler-Flowmetrie	38
6.2 In-vitro-Modelle.....	40
6.3 Interpretation der Vorversuche	41
6.4 Beurteilung der Befestigungsvarianten und der Messresultate	46
6.5 Klinische Relevanz und Empfehlung	49
6.6 Fazit.....	50
7 Literaturverzeichnis.....	51
8 Anhang.....	54
8.1 Messserien mit verschiedenen Flüssigkeiten	54
8.2 Messserien der Vorversuche	55
8.3 Messserie der Sondenbefestigungsvarianten	63
9 Verdankung.....	70
10 Curriculum vitae.....	71

1 Zusammenfassung

Hintergrund. Bei einem Zahnunfall ist die Durchblutung der Pulpa nach dem Trauma ein entscheidender Faktor für den weiteren Verlauf. Die neben der klinischen Beurteilung am häufigsten verwendeten Tests zur Diagnostik der Zahnpulpa messen jedoch die Reaktion der Nerven auf einen Schmerzreiz und nicht die Durchblutung. Die Laser-Doppler-Flowmetrie kann Flüssigkeitsbewegung anhand der Bewegung der in der Flüssigkeit enthaltenen Partikel erkennen und ist daher in der Lage die Durchblutung von Geweben zu messen.

Basierend auf der Literaturübersicht der Masterarbeit zum Thema „*Laser-Doppler-Flowmetrie – Eine Methode zum Vitalitätsmonitoring bei jungen bleibenden Zähnen nach Trauma*“, geht es in dieser Arbeit zuerst in Vorversuchen darum, ein in-vitro-Modell zu entwickeln. Mit diesem Testmodell soll die Aussagekraft und Reproduzierbarkeit der Laser-Doppler-Flowmetrie bei der Bestimmung einer Flüssigkeitsbewegung in einem Zahn untersucht werden.

Wissenschaftliche Fragestellung. Das Ziel dieser wissenschaftlichen Arbeit ist es – anhand eines dafür zu entwickelnden in-vitro-Modells und der Erkenntnisse aus den Vorversuchen – die Perfusion der Zahnpulpa sowie den Einfluss der Befestigungsmethoden der Laser-Messsonde an der Zahnoberfläche auf die in-vitro-Messresultate zu untersuchen. Es sollen im Hinblick auf zukünftige klinische Messungen an frisch traumatisierten Zähnen eine schonende Befestigungsalternative zur Schiene erarbeitet und technische Empfehlungen für die Laser-Doppler-Flowmetrie-Messungen formuliert werden. Zudem werden gerätespezifische, die Messwerte beeinflussende Faktoren in Bezug auf die praktische Anwendung aufgezeigt und diskutiert.

Methoden. Die im Juli 2012 auf der Datenbank PubMed begonnene Literatursuche für die Masterarbeit wurde für die vorliegende Dissertation bis im Februar 2015 fortgesetzt. Zur Untersuchung der Laser-Doppler-Flowmetrie-Messergebnisse unter kontrollierten Bedingungen und ohne interferierende Nachbargewebe wurde ein in-vitro-Modell entwickelt. Für die Herstellung dieses Testmodells wurden aus orthodontischen Gründen gezogene Prämolaren so gekürzt und aufbereitet, dass mittels einer Pumpe ein konstanter Durchfluss einer Testflüssigkeit durch den zu untersuchenden Zahn erzeugt werden konnte. Aufgrund der erschwerten Gewinnung, Aufbereitung sowie Lagerung von menschlichem Blut in der erwünschten Konsistenz, wurde als Testflüssigkeit eine standardisierte Alternative gesucht. Aufgrund der in der Milch vorhandenen Fettpartikel stellte sich standardisierte Milch mit 3.5% Fettanteil aus dem Lebensmittelhandel als eine gute Alternative heraus.

Nach mehreren Testmessungen wurde in einer Erweiterung der Versuchsanordnung zur Optimierung des Testmodells ein Motor entwickelt, der eine Pulsation im Flüssigkeitsstrom erzeugt. Es entstand eine pulsähnliche Bewegung der Milch durch den Zahn, welche von dem Laser-Doppler-Flowmetrie-Gerät erkannt werden sollte.

Es wurden Messungen mit vier verschiedenen Befestigungsmethoden für die Laser-Messsonde durchgeführt. Die Befestigung der Sonde fand mit einer Silikonschiene, einer Tofflemire-Matrize, einer T-Matrize und manueller Positionierung statt.

Resultate. Anhand der Vorversuche am entwickelten Testmodell wurde festgestellt, dass die erhaltenen numerischen Messwerte der Laser-Doppler-Flowmetrie-Messungen starke Streuungen aufweisen und nicht reproduzierbar sind. Im Hauptversuch wurden sowohl die numerischen Werte als auch die Pulsation aufgezeichnet und dargestellt. Die numerischen Werte weisen wie bereits in den Vorversuchen ebenfalls starke Schwankungen auf. Die Bedingungen waren konstant und Bewegungen der Messapparaturen, welche Artefakte verursachen könnten, waren ausgeschlossen.

Schlussfolgerung. Es konnten trotz konstanten in-vitro-Bedingungen keine Einflussfaktoren zur Erklärung der schwankenden Messwerte eruiert werden. Der deutlich ersichtliche Einfluss der Pulsation auf die Messwerte stellte sich im in-vitro-Modell als verlässliches Kriterium heraus, um das Vorhandensein einer Flüssigkeitsbewegung zu erfassen. Durch die starken Schwankungen und die fehlende Reproduzierbarkeit der numerischen Messwerte erübrigte sich eine statistische Auswertung.

Für die Klinik lassen sich aufgrund der durchgeführten Messungen am entwickelten Testmodell und der konsultierten Literatur Empfehlungen zur klinischen Anwendung der Laser-Doppler-Flowmetrie als Methode zum Vitalitätsmonitoring nach einem Trauma formulieren:

- Als Beurteilungskriterium der Vitalität eines Zahnes ist die Messung einer Pulsation zuverlässiger als rein die Höhe des numerischen Wertes.
- Es muss auf eine suffiziente optische Isolation der Nachbargewebe geachtet werden, wozu sich opaker Kofferdam eignet.
- Die Messsonde sollte der Zahnoberfläche möglichst dicht anliegen. Zur optimalen Signalübertragung sollte keine Luftschicht zwischen Sonde und Zahn sein. Daher empfiehlt es sich, die Sonde mit Wasser oder einem wässrigen Gel zu benetzen.
- Damit der Verlauf der Messkurven über verschiedene Sitzungen verglichen werden kann, sollte die Sonde mittels eines Sondenhalters reproduzierbar an der Zahnoberfläche angebracht werden.

2 Einleitung

Die in der Masterarbeit zum Thema „*Laser-Doppler-Flowmetrie – Eine Methode zum Vitalitätsmonitoring bei jungen bleibenden Zähnen nach Trauma*“ (JUD 2014) erarbeiteten unterschiedlichen Meinungen verschiedener Autoren über die Laser-Doppler-Flowmetrie waren ausschlaggebend für diese wissenschaftliche Arbeit. Nachfolgend werden in diesem Kapitel theoretische Aspekte – mit Textstellen aus der oben aufgeführten Masterarbeit – erläutert.

2.1 Übersicht

Obschon dentale Verletzungen in jedem Alter vorkommen, werden die bleibenden Zähne im Altersbereich zwischen acht und zwölf Jahren am häufigsten beschädigt (YANPISET et al. 2001). Bei der bleibenden Dentition sind Fahrradunfälle, Stürze, Kämpfe und Sportunfälle die häufigsten Ursachen für Dislokationen (ANDREASEN & ANDREASEN 1994).

Nach der Reposition eines dislozierten oder der Reimplantation eines avulsierten Zahnes mit noch nicht abgeschlossenem Wurzelwachstum kann die unterbrochene Pulpadurchblutung wieder hergestellt werden (GAZELIUS et al. 1988). Die Erhaltung der Blutzirkulation und eine Revaskularisation der Pulpa sind in einem jungen Zahn möglich und sehr wünschenswert. Dies nicht nur um einen infektionsfreien Raum beizubehalten, sondern auch als Voraussetzung dafür, dass sich der Zahn weiterentwickeln und stärker werden kann (YANPISET et al. 2001). Eine Pulpa kann nur heilen, wenn die Blutzirkulation intakt ist (ABDELMEGUID & YU 2009).

Deshalb ist das Bestimmen der Vitalität eines Zahnes nach einem Unfall von enormer Bedeutung: es ist wichtig den Pulpastatus zu kennen um die Notwendigkeit einer Wurzelkanalbehandlung abzuschätzen (GOPIKRISHNA et al. 2007).

Die exakte Beurteilung der Pulpa kann nur mittels eines histologischen Untersuchs des Gewebes gemacht werden, was natürlich in der Praxis keine Option darstellt (DREFS & STEFFEN 2014). Therapeutische Entscheidungen bei dentalen Traumata werden daher anhand der drei am häufigsten verwendeten Mittel der pulpalen Diagnostik getroffen: klinische Inspektion, Röntgenbilder und pulpale Sensibilitätstests. Diese Methoden sind einfach und praktisch, jedoch bieten sie keine präzise Differentialdiagnose des Zustandes der Pulpavaskularisation (ROY et al. 2008).

Vitalität bedeutet, dass ein Blutfluss im Gewebe vorhanden ist. Deshalb kann nur ein Test, welcher diesen Blutfluss misst, als Vitalitätstest bezeichnet werden. In einer nicht mehr durchbluteten Pulpa können gewisse Nervenfasern gegenüber der Ischämie resistent sein

und somit noch aktiv bleiben. Dies ist ein Grund, wieso thermische und elektrische Tests bei beschädigtem Gefässsystem dennoch falsch-positiv ausfallen können (JAFARZADEH 2009). Zudem besteht bei Sensibilitätstests die Möglichkeit, dass durch die Stimulation der Pulpanerven ein unangenehmes und vielleicht schmerzhaftes Gefühl entstehen kann (KARAYILMAZ & KIRZIOGLU 2011). Trotzdem werden aufgrund ihrer Einfachheit und den geringen Kosten in der klinischen Tätigkeit am häufigsten Sensibilitätstests durchgeführt (JAFARZADEH & ABBOTT 2010).

GAZELIUS et al. (1988) erwähnen, dass die erhältlichen diagnostischen Tests ungenügend waren bezüglich der Unterscheidung, ob die Pulpa eines dislozierten Zahnes nekrotisch wird, revaskularisiert oder das Trauma überlebt hat.

Bei einem verletzten Zahn ist eine frühe Diagnose des Pulpaschadens wichtig, daher wäre eine zuverlässige Methode zur Bestimmung der Vitalität ein enormer Vorteil (GAZELIUS et al. 1986).

2.2 Laser-Doppler-Flowmetrie

Die Laser-Doppler-Flowmetrie (LDF) ist eine nicht invasive Methode zur Darstellung der Blutzirkulation in Geweben und vitalen Zähnen. Das aufgezeichnete Messsignal von normalen Zähnen enthält herzschragsynchrone Pulsationen, welche in avitalen Zähnen nicht vorhanden waren (GAZELIUS et al. 1986).

2.2.1 Funktionsweise

Eine Sonde mit optischen Fasern, aus welchen ein im Messgerät erzeugtes Laserlicht austritt, wird auf der Oberfläche des Zahnes positioniert. Das Laserlicht gelangt durch die Zahnkrone zur Pulpa. Der Laserstrahl wird vorgängig in der Sonde gespalten, woraus zwei gleiche Strahlen entstehen, welche emittiert werden. Diese kreuzen sich im Messbereich wieder. Sowohl die bewegten Erythrozyten als auch die unbeweglichen Zellen des umliegenden Gewebes sowie das Hartgewebe streuen dieses Licht.

Treffen die Strahlen auf einen bewegten Erythrozyten, werden sie reflektiert und gemäss dem Doppler-Prinzip in ihrer Frequenz verändert. Treffen die Strahlen auf umliegendes, nicht bewegtes Gewebe werden sie zwar ebenso reflektiert, jedoch bleibt ihre Frequenz unverändert. Das reflektierte Laserlicht wird von der Messsonde wieder aufgenommen und im Messgerät verarbeitet (GAZELIUS et al. 1986, JAFARZADEH 2009, KARAYILMAZ & KIRZIOGLU 2011). Erythrozyten machen die überwiegende Mehrheit der sich im Zahn bewegenden Zellen aus. Daher dient die Messung von reflektiertem, dopplerverändertem Licht als Hinweis für den pulpalen Blutfluss (JAFARZADEH 2009).

Die Doppler-veränderten Anteile werden von den nicht frequenz-veränderten Wellenlängen extrahiert und von dem Flowmeter als Spannung aufgezeichnet. Die gemessene Spannung ist linear zur effektiven Durchflussmenge an roten Blutzellen (RAMSAY et al. 1991).

Die Resultate einer LDF-Messung werden bei den meisten Geräten in Perfusion Units (PU) angezeigt. Diese Perfusion Units sind durch das jeweilige Laser-Doppler-Flowmetrie-Gerät arbiträr berechnet worden. Kein derzeit verfügbares Gerät kann den Blutfluss quantifizieren (JAFARZADEH 2009).

JAFARZADEH (2009) beschreibt in seiner Übersichtsarbeit die Möglichkeit, einen vitalen Zahn als Referenzmesswert zu nehmen, um die erhaltenen Perfusion Units (PU) des zu testenden Zahnes mit jenen zu vergleichen.

Avitale Zähne eignen sich nicht als Referenzmesswert, da sich bei einem avitalen Zahn die optischen Eigenschaften der avitalen Pulpa und des Dentins verändern (SOO-AMPON et al. 2003).

Signalverunreinigung

JAFARZADEH (2009) beschreibt mögliche Interferenzen von Signalen von Parodontalfasern und der Gingivadurchblutung mit dem am Zahn gemessenen Signal der Pulpazirkulation.

Auch die Lippe kann einen Einfluss auf den Messwert haben (HARTMANN et al. 1996).

Es wurde gezeigt, dass avitale Zähne ein signifikant tieferes Signal ergeben als vitale Zähne, jedoch die Messungen nicht gleich Null sind. Dies lässt darauf schliessen, dass ein gewisser Anteil des gemessenen Signales vom Blutfluss der angrenzenden Gewebe stammt (YANPISET et al. 2001, JAFARZADEH 2009).

SOO-AMPON et al. (2003) zeigten in ihrer Studie, dass die erhaltenen Messwerte an intakten Zähnen durch die Applikation eines Kofferdams um 73% reduziert werden. Diese Resultate bestätigen bisherige Erkenntnisse, dass bei LDF-Messwerten an intakten Zähnen von Menschen, ohne Kofferdam bis zu 80% des erhaltenen Signales von nicht pulpalen Geweben stammen (SOO-AMPON et al. 2003).

AKPINAR et al. (2004) verglichen die LDF-Messwerte ohne Abdeckung der Gingiva, mit Abdeckung der palatinalen oder labialen Gingiva und mit beidseitiger Abdeckung der Gingiva durch das Auftragen einer opaken Paste auf die Gingiva. Die Sonde wurde mittels einer Acryl-Schiene im zervikalen Drittel der Zahnkrone befestigt. Die beidseitige Abdeckung der Gingiva brachte die grösste Reduktion der erhaltenen Messwerte.

SETZER et al. (2013) untersuchten den Unterschied der LDF-Messwerte zwischen der Einzelisolation vom zu untersuchenden Zahn und der Isolation mehrerer Zähne mittels einer

Kunststoffschiene (Polyvinyl-Siloxan). Bei der Schiene über mehrere Zähne wurden bei den Messungen am rechten zentralen Inzisiven alle Oberkieferzähne vom linken Eckzahn bis zum rechten Eckzahn mit in die Schiene einbezogen. Sie kamen zum Schluss, dass die Isolation mehrerer Zähne die Verunreinigung des Signals stärker vermindert und das erhaltene Signal im Vergleich zur Einzelzahnisolation stärker reduziert. Grund dafür könnte die bessere Isolation oder aber der bessere Halt der Schiene, welcher Bewegungsartefakte reduziert, sein. Jedoch ist ihrer Meinung nach die Isolation von einzig dem zu messenden Zahn eine gute und für junge Patienten angenehmere Alternative. Eine vitale Pulpa kann dadurch von einer nekrotischen unterschieden werden (SETZER et al. 2013).

2.2.2 Vor- und Nachteile der Laser-Doppler-Flowmetrie

Ein grosser Vorteil ist, dass die Laser-Doppler-Flowmetrie (LDF) direkt nach einem Trauma angewendet werden kann, während normale Sensitivitätstests frühestens nach sechs Wochen eine zuverlässige Antwort ergeben (ROEYKENS & DE MOOR 2011). Etwa 30 Tage nach einer Reimplantation eines Zahnes kann eine LDF-Messung die Pulparevaskularisation feststellen (EMSHOFF et al. 2004).

Während gewisse Autoren suggerieren, dass die LDF vitale Zähne von solchen mit nekrotischen Pulpen unterscheiden kann, zeigen andere, dass die LDF keine zuverlässige Methode ist, um die Pulpavitalität zu bestimmen (ROY et al. 2008).

Stellvertretend für die unterschiedlichen Ansichten zur LDF-Anwendung sind die folgenden zwei Autoren genannt:

- WILDER-SMITH (1988) kam zum Schluss, dass die LDF zuverlässig den Blutfluss bestimmt und eine gute Basis für die Therapieplanung darstellt.
- SOO-AMPON et al. (2003) zeigten mit ihrem Experiment, dass die LDF beim damaligen Entwicklungsstand keine zuverlässige Methode zur Vitalitätsbestimmung ist.

WILDER-SMITH (1988) führte ihren Versuch mit einem PeriFlux LDF-Gerät von Perimed (Perimed KB, Stockholm, Schweden) durch und positionierte die Sonde mit der Hand auf dem Zahn. SOO-AMPON et al. (2003) benutzten hingegen ein LDF-Gerät von Moor (Type MBF3D/42; Moor Instruments, Axminster, England) und fixierten die Sonde mittels einer Schiene.

HARTMANN et al. (1996) erklärten die unterschiedlichen Schlussfolgerungen verschiedener Studien durch die verschiedenen Gerätetypen, welche angewandt wurden. Sie wiesen in ihrer Publikation darauf hin, dass das LDF-Gerät von PeriFlux (PF 5010 LDPM Unit, PeriFlux

System 5000, Perimed, Sweden) eine kürzere Wellenlänge und eine niedrigere Ausgangsspannung hat, als das LDF-Gerät von Moor (MBF3D, Moor Instruments Devon, U.K.). Bei geringerer Wellenlänge ist eine weniger tiefe Penetration ins Gewebe möglich und bei reduzierter Ausgangsspannung ist das erhaltene Durchflusssignal signifikant reduziert.

Ein Nachteil der LDF ist, dass sobald alle Interferenzen von angrenzenden Geweben abgeblockt werden, das durch die Pulpadurchblutung erhaltene Messsignal sehr schwach ist, oft sogar an der Grenze des Auflösungsvermögens des Gerätes (SOO-AMPON et al. 2003). Daher kamen SOO-AMPON et al. (2003) zum Schluss, dass die Laser-Doppler-Flowmetrie beim damaligen Entwicklungsstand keine zuverlässige Beurteilung der Pulpa ermöglicht.

SETZER et al. (2013) bemängelt nebst den möglichen Problemen aufgrund der Verunreinigungen der Signale durch angrenzende Gewebe auch die Kosten der Laser-Doppler-Flowmetrie. Zudem ist kurz nach einem Trauma die Anwendung einer Schiene schmerzhaft und allfällig vorhandene fixe orthodontische Apparaturen erschweren diese Anwendung einer Schiene enorm (SETZER et al. 2013).

2.3 Sondenbefestigung

Ideale Lokalisation zur Sondenbefestigung am Zahn

RAMSAY et al. (1991) kamen bei ihren in-vivo-Messungen zum Ergebnis, dass die vertikale Positionierung der Sonde auf dem Zahn einen grossen Effekt auf den Messwert der Laser-Doppler-Flowmetrie (LDF) hat. Die Messwerte unterschieden sich nicht, wenn die Positionen – bei gleicher Höhe an der Zahnkrone – in mesio-distaler Richtung verändert wurden. Dies erklären sie mit dem konstanten Pulpavolumen bei gleicher Höhe. Trotz ihren Bestrebungen, möglichst standardisiert zu messen und keine Bewegungsartefakte zu generieren, waren ihre Messwerte an den jeweiligen Stellen nicht über verschiedene Sitzungen übereinstimmend.

HARTMANN et al. (1996) erhielten bei ihren zervikalen Messungen deutlich höhere Werte als bei Messungen an der okklusalen Fläche, was auf das pulpale Volumen zurückzuführen sein kann (HARTMANN et al. 1996).

STOIANOVICI et al. (2011) sind der Meinung, dass eine Methode zur Vitalitätsbestimmung einfach praktikabel und eine direkte Messung möglich sein muss, um im klinischen Alltag Anwendung zu finden. Es sollte kein Abdruck für eine Schiene nötig sein.

Sie kamen aufgrund ihrer Studie zum Schluss, dass eine genau reproduzierbare Position der Sonde nicht notwendig ist um den Blutfluss in der Pulpa zu beurteilen.

Befestigungsmöglichkeiten

WILDER-SMITH (1988) hielt die Sonde mit der Hand an den Zahn, bis sie einen über zehn Sekunden konstanten Verlauf der Messwerte erhielt. Die so erhaltenen Ergebnisse zeigten eine gute Reproduzierbarkeit. Gleichzeitig wird aber auch erwähnt, dass es nicht möglich war, bei den intakten Kontrollzähnen immer an der identischen Stelle am Zahn mit gleicher Angulation der Sonde zu messen.

Die irregulären Schwankungen und Maximalausschläge der Messwerte, die bei avitalen Zähnen auftreten, sind gemäss GAZELIUS et al. (1986) Bewegungsartefakte. Um Bewegungsartefakte zu vermeiden, sollte ein passender Halter angefertigt werden, welcher über die Zähne passt und dadurch die Sonde gegenüber dem Zahn stabilisiert. Dadurch ist die Sonde in Kontakt mit der Zahnoberfläche und es entsteht eine reproduzierbare Position der Sonde auf dem Zahn. Die besten Messungen erhält der Behandler, wenn die Sonde durch eine Schiene aus hochviskösem Material gestützt ist (JAFARZADEH 2009).

Die Schiene mit einem Loch für die Befestigung der Laser-Doppler-Flowmetrie-Sonde wird von vielen Autoren (HARTMANN et al. 1996, SETZER et al. 2013) beschrieben. Bewegungsartefakte können bei einer Schiene über mehrere Zähne minimiert werden (SETZER et al. 2013).

JAFARZADEH (2009) zeigte in seiner Übersichtsarbeit die verschiedenen Befestigungsmöglichkeiten aus diversen Studien auf. Gemäss dieser Publikation scheinen folgende Befestigungsvarianten am häufigsten zu sein:

- Modifizierte Kofferdamklammer
- Manuelle Positionierung
- Schienen aus verschiedenen Materialien (Silikon, Acryl, Plastik und weitere)
- Spezielle Schablonen

HARTMANN et al. (1996) verglichen die Messwerte bei der Anwendung einer starren Polyurethan-Schiene mit und ohne zusätzlichen optischen Isolationsmöglichkeiten (Kofferdam unter der Schiene, Metallfolie zwischen Gingiva und Schiene sowie Wattenrolle zwischen Schiene und Lippen). Die Resultate verglichen sie anschliessend noch mit

Messungen mittels einer Silikonschiene. Mit der starren Polyurethan-Schiene erhielten sie signifikant tiefere Werte als bei der Silikonschiene. Diese Messwerte liessen sich durch die zusätzlichen Isolationen noch mehr reduzieren, wobei dunkler Kofferdam die grösste Reduktion bewirkte.

Für eine möglichst angenehme Positionierung und dennoch optimalen Halt teilten HARTMANN et al. (1996) die starre Polyurethan-Schiene in mesio-distaler Richtung in zwei Hälften, welche okklusal verschraubt wurden. Polyurethan hat gegenüber dem Silikon den Vorteil, dass es über die Zeit keine Dimensionsänderung aufweist, weder durch Temperaturunterschiede noch durch häufigere Applikation an den Zähnen (HARTMANN et al. 1996).

3 Wissenschaftliche Fragestellung

Das Ziel dieser wissenschaftlichen Arbeit ist die Entwicklung eines Testmodells, um mittels in-vitro-Messserien die Reproduzierbarkeit der Laser-Doppler-Flowmetrie-Messwerte zu untersuchen und um eine schonende und dennoch zuverlässige Befestigung der Laser-Messsonde am Zahn zu evaluieren.

Die in der Literatur beschriebenen Messresultate mit Laser-Doppler-Flowmetrie zum Vitalitätsmonitoring weichen stark voneinander ab (Kapitel „2.2 Laser-Doppler-Flowmetrie“). Dies, sowie Interferenzen durch Nachbargewebe bei in-vivo-Messungen, sind die Gründe, weshalb ein in-vitro-Modell entwickelt werden soll. Anhand der in vitro durchgeführten Messungen können alle Einflussfaktoren, insbesondere der Sondenpositionierung, kontrolliert und bei Bedarf adaptiert werden.

Es sollen auch die Vorgaben des Laser-Doppler-Flowmetrie-Geräteherstellers aufgezeigt und ihre Auswirkungen auf den klinischen Alltag diskutiert werden.

Die in der Literatur oft empfohlene Schiene zur Sondenbefestigung ist bei einer dentalen Verletzung nicht optimal. Ein frisches Trauma erschwert die Abdrucknahme für eine Schiene enorm und die Abdrucknahme stellt für den Zahn unter Umständen ein zusätzliches Trauma dar. Zudem ist sie für den Patienten unangenehm und meist schmerzhaft.

Deshalb sollte in der Klinik direkt nach der Reposition eines traumatisierten Zahnes eine Messung mittels Laser-Doppler-Flowmeter möglich sein, bei welcher die Sonde ohne grossen zahntechnischen Aufwand und für weitere Messungen reproduzierbar befestigt werden kann.

Mit dem entwickelten Modell soll nach einer guten alternativen Sondenbefestigung zur Schiene gesucht werden, um danach Empfehlungen für die klinische Anwendung des Laser-Doppler-Flowmeters zu formulieren.

4 Material und Methoden

4.1 Literaturrecherchen

Für die Literatursuche wurden, wie bereits bei der Masterarbeit, die medizinische Datenbank PubMed sowie die Bibliothek des Zentrums für Zahnmedizin in Zürich konsultiert.

Als Suchbegriffe wurden „pulpvitality laser-Doppler review“, „laser-Doppler-flowmetry tooth“, „pulp vitality laser“, „pulp vitality test“ verwendet. In der Bibliothek wurden die online nicht verfügbaren Texte sowie weitere Literatur gesucht und konsultiert. Der Zeitraum der systematischen Suche begann durch die Masterarbeit bedingt im Juli 2012 und dauerte bis im Februar 2015.

Des Weiteren wurden die – vom Laser-Doppler-Flowmeter Gerätehersteller Perimed – mitgelieferten Handbücher konsultiert.

4.2 Technik der Laser-Doppler-Flowmetrie

Ausstattung

Für diesen Versuch wurde das PeriFlux System von der Firma Perimed aus Schweden verwendet. Das Grundgerät ist eine „PF 5001 Main Unit“. Diese wurde mit einer „PF5010 LDPM Unit“- Funktionseinheit ausgestattet (PF 5010 LDPM Unit, PeriFlux System 5000, Perimed, Järfälla, Schweden). PF steht für PeriFlux und LDPM ist die Abkürzung für Laser Doppler Perfusion Monitor (PERIMED 2007, S. 3). Der Laser der „PF 5010 LDPM Unit“ hat eine Wellenlänge von 780 nm (PERIMED 2009, S. 69).

Es wurde eine Sonde vom Typ 428 (Probe 428, small angled Probe, Perimed AB, Järfälla, Schweden) und ein Sondenhalter vom Typ PH 07-5 verwendet (Probe Holder PH 07-5, Probe holder diameter 5mm, Perimed AB, Järfälla, Schweden). Diese Ausstattung entspricht der persönlichen Empfehlung des Entwicklers.

Kalibrierung

Der Hersteller empfiehlt, die Kalibrierung jeden Monat mittels einer, kurz zuvor geschüttelten Standardflüssigkeit (Motility Standard; PF1001, Perimed AB, Järfälla, Schweden) und einem Nullwert-Standardblock (Zeroing disc), welche beide von der Firma mit dem Lasergerät mitgeliefert werden (PF 1000 Calibration Device, Perimed AB, Järfälla, Schweden), zu überprüfen. Dazu ist das Kabel der Sonde an der Halterung bei der Standardflüssigkeit zu befestigen, sodass die Sondenspitze 5mm in die Flüssigkeit ragt (Abb. 1). Der Wert sollte bei 250 ± 15 Perfusion Units (PU) liegen. Für die Nullwertkontrolle wird die Sonde in der Sonden-spezifischen Öffnung am Nullwert-Standardblock positioniert. Bei dieser Messung

muss der Wert bei 0 ± 1 PU liegen. Sind die Werte ausserhalb dieses Prüfbereiches, muss eine vollständige Kalibrierung durchgeführt werden (PERIMED 2007, S. 5).



Abb. 1 Links: Nullwert-Block; rechts: Standardflüssigkeit mit der Sonde in der Position zur vollständigen Kalibrierung

Vor einer vollständigen Kalibrierung benötigt das Gerät mindestens 20 Minuten Anlaufzeit und die Standardflüssigkeit muss unmittelbar vor einer Kalibrierung geschüttelt werden. Die vollständige Kalibrierung wird durch das Drücken des Kalibrierungsknopfes an der LDF-Einheit (PF 5010 LDPM Unit, PeriFlux System 5000, Perimed, Järfälla, Schweden) ausgelöst, wobei sich die Sonde – wie in Abbildung 1 dargestellt – in der Standardflüssigkeit befindet (PERIMED 2007, S. 5).

Messungen und Auswertungen

Bei den gemachten Messungen wurde jeweils die Einstellung „Autoconnect“ verwendet. Die Voreinstellungen der Software wurden entsprechend übernommen und waren bei allen Messungen gleich (PERIMED 2006, S. 11).

Im Benutzerhandbuch von PeriFlux (PERIMED 2007, S. 4) wird betont, dass sich der Patient vor einer klinischen Messung 30 Minuten ruhend im Behandlungsraum, in welchem danach die Messung gemacht wird, akklimatisieren und entspannen sollte.

Zudem wird beschrieben, dass das Kabel der LDF-Sonde grundsätzlich nicht geknickt oder gebogen werden sollte und dass das Kabel während einer Messung auf einem stabilen Untergrund positioniert werden muss, um Bewegungsartefakte, zum Beispiel durch Körperbewegungen des Patienten, möglichst zu vermeiden (PERIMED 2007, S. 4).

Zur Darstellung und Auswertung der erhaltenen Perfusion Units wird vom Hersteller eine Software mitgeliefert (PERIMED 2006, S. 4). Durch diese können die Messverläufe am Computer betrachtet werden. Ist eine Messung von Interesse, kann diese mittels einer Aufnahmefunktion gespeichert werden. Diese gespeicherte Messung kann dann mittels eines in der Software vorhandenen General Report Programmes ausgewertet werden (PERIMED 2006, S.11, S.27). In den Versuchen wurden jeweils mehrere Messungen je Serie durchgeführt, bis eine Konstanz der Messwerte oder eine Tendenz der Schwankung erkenntlich war. Danach wurde eine repräsentative Messserie aufgezeichnet und dann entsprechend ausgewertet und in tabellarischer Form dargestellt.

Die Auswertung der in-vitro-Messwerte wurde mittels eines General Reports gemacht. Dafür wurde ein möglichst langer, repräsentativer und vergleichbarer Messbereich markiert. Das im Perisoft vorhandene General Report Programm gab darauf die Parameter für diesen Bereich an (PERIMED 2006, S. 28). Davon wurden je nach Versuch der Durchschnittswert, die Standardabweichung sowie der maximale Wert, der minimale Wert und die Zeitspanne betrachtet.

4.3 Entwicklung der in-vitro-Modelle und Versuchsanordnung

Testmodelle für die Vorversuche

Für die in-vitro-Versuche wurden Prämolaren, welche aus orthodontischen Gründen extrahiert werden mussten, verwendet. Diese wurden bis zur Verwendung in kaltem 0.1%igem Thymol in einem Kühlschrank gelagert.

Der Apex der Zähne wurde mit einer diamantierten Trennscheibe gekürzt bis der Wurzelkanal in einem Durchmesser von 2mm eröffnet war (Abb. 2).

Ziel dieser Massnahme war, dass später zwei Spülkanülen in den Wurzelkanal eingeführt werden können, mit deren Hilfe ein Flüssigkeitsdurchfluss in der Pulpakammer erzeugt werden sollte (Abb. 3).

Die Pulpa wurde mit einer endodontischen Feile (Hedstroem File Colorinox® 30/21mm, Dentsply Maillefer S.A, Ballaigues, Schweiz) entfernt. Danach wurde der Kanal, zuerst während 30 Sekunden mit Natriumhypochlorit und dann gleich lange mit Wasser, gespült.

Zwischen den Arbeitsschritten – und später auch zwischen den Versuchen – wurden die Zähne in einer Schale mit Leitungswasser gelagert (Abb. 4).

Eine dünnere, orange Spülkanüle (Perio/Endo Irrigation Needle, 0,5 x 25/ 25G x1", KerrHawe SA, Bioggio, Schweiz) wurde für die in den Zahn einströmende Flüssigkeit gewählt. Der Abfluss wurde durch eine, im Durchmesser etwas grössere, grüne Spülkanüle (Perio/Endo Irrigation Needle, 0,8 x 25/ 21G x1", KerrHawe SA, Bioggio, Schweiz) sichergestellt. Die vorderen drei Millimeter der Spülkanülen wurden wegen der seitlichen Öffnung der Kanülen, entfernt.

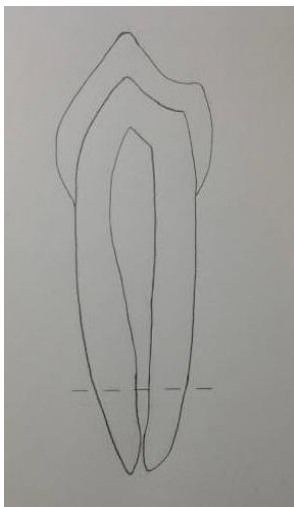


Abb. 2 Zahn vor der Kürzung

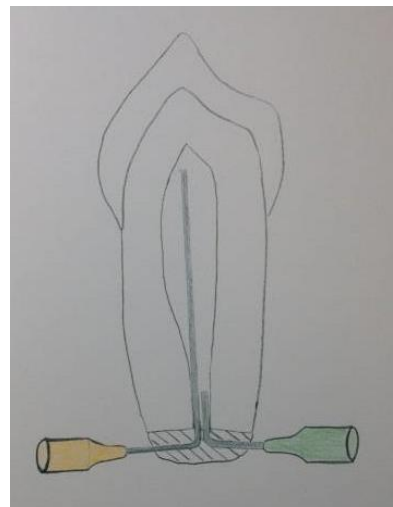


Abb. 3 Zahn mit den zwei Kanülen in der Pulpakammer

Zur Bestimmung der Kanallänge wurde eine endodontische Feile (Hedstroem File Colorinox[®] 30/21mm, Dentsply Maillefer S.A, Ballaigues, Schweiz) von apikal her bis zum Pulpdach in den Zahn eingebracht. Auf der orangen Kanüle (Perio/Endo Irrigation Needle, 0,5 x 25/ 25G x1", KerrHawe SA, Bioggio, Schweiz) für den Zufluss wurde mit einem Stift diese Länge minus ein Millimeter markiert und die Kanüle unterhalb besagter Stelle um 90° abgebogen (Abb. 5). Die grüne, für den Abfluss der Flüssigkeit notwendige Kanüle (Perio/Endo Irrigation Needle, 0,8 x 25/ 21G x1", KerrHawe SA, Bioggio, Schweiz) wurde lediglich drei Millimeter in den Kanal eingeführt. Auch diese Kanüle wurde um 90° abgebogen. All diese Schritte wurden identisch an allen für die späteren Messungen notwendigen Prämolaren durchgeführt.

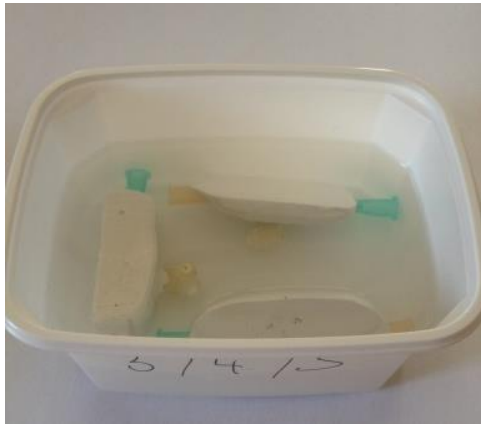


Abb. 4 Lagerung der Zähne in Wasser

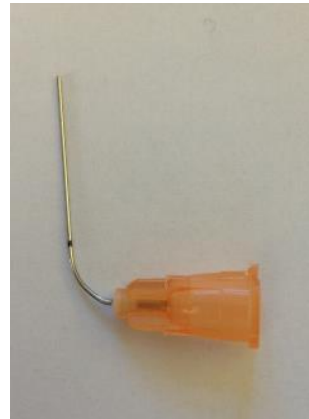


Abb. 5 Abgebogene Kanüle mit Linie bei Arbeitslänge-1mm

Der – nach der Kürzung des Zahnes – neu entstandene Apex wurde während 30 Sekunden mit 35%iger Phosphorsäure (Ultra-Etch[®], Ultradent Products Inc., South Jordan, USA) behandelt und danach abgespült und getrocknet. Die darauf folgenden Arbeitsschritte beinhalten das Konditionieren des Zahnes mit dem Primer (Syntac[®] Primer, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), dem Adhäsiv (Syntac[®] Adhesive, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) und dem Bonding (Heliobond, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). Die Einwirkzeit betrug jeweils 30 Sekunden und nach jeder Anwendung fand eine Trocknung mit Druckluft statt. Das Bonding wurde noch zusätzlich 30 Sekunden lichtgehärtet. Bei dem soweit vorbereiteten Zahn wurde die orange Kanüle bis zur entsprechenden Länge an der bukkalen Seite von apikal in den Zahn eingeführt und mit einem fließfähigen Komposit fixiert (Filtek[™] Supreme XTE Flowable Restorative, 3M Espe, USA) und lichtgehärtet.

Die grüne Kanüle wurde von der oralen Seite ebenfalls bis zur entsprechenden Länge in den Zahn eingeführt und auf die gleiche Weise fixiert. Mit dem gleichen Komposit wurde der Apex danach vollständig verschlossen und die Kanülen zur optimalen Stabilisierung noch zusätzlich fixiert (Abb. 3). Die beiden Kanülen waren in einem Winkel von 180° angebracht worden und standen sich somit gegenüber.

Um Laser-Doppler-Flowmetrie-Messungen an den so vorbereiteten Zähnen durchführen zu können, wurden sie in Gipssockel eingebettet. Für jeden der Zähne wurde ein Gipssockel von Hand so modelliert, dass er einen Teil der Kanülen umfasste (Abb. 6 & 7).

Die Sonde (Probe 428, small angled Probe, Perimed AB, Järfälla, Schweden) des Laser-Doppler-Flowmetrie-Gerätes (LDF-Gerät) muss starr an der Zahnoberfläche positioniert werden um Bewegungsartefakte zu vermeiden. Die Umsetzung wurde mittels der von Perimed mitgelieferten Sondenhaltern (Probe Holder PH 07-5, Probe holder diameter 5mm, Perimed AB, Järfälla, Schweden) durchgeführt.

Damit in den Vorversuchen (Kapitel „4.4 Vorversuche“) Messungen mit konstant identischer Sondenpositionierung gemacht werden konnten, wurden dafür die Sondenhalter von Perimed direkt auf den Zahn des Testmodells geklebt. Dazu wurde in der Mitte der bukkalen Zahnoberfläche ein Testbereich ausgewählt (Kriterien: möglichst mittig auf der bukkalen Zahnoberfläche nahe der Pulpa und ein optisch einwandfreier Schmelzbereich ohne opake Bereiche an dieser Stelle).

Ohne den Schmelz an der Teststelle selbst zu verändern, wurde zirkulär um die Teststelle herum der Schmelz mit 35%iger Phosphorsäure (Ultra-Etch[®], Ultradent Products Inc., South Jordan, USA) für 60 Sekunden geätzt, anschliessend abgespült und mit Druckluft getrocknet. Anschliessend wurde das Bonding (Heliobond, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) aufgetragen und 20 Sekunden lichtgehärtet. Die Phosphorsäure wie auch das Bonding wurden sehr vorsichtig aufgetragen, damit eine Kontamination des Testbereiches verhindert werden konnte. Der Sondenhalter wurde mit der Öffnung zur Teststelle des Zahnes positioniert, damit später bei den Messungen die Öffnung der Sonde senkrecht auf die Teststelle Richtung Pulpakammer zeigt.

Die Sondenhalter wurden mit fliessfähigem Komposit (Filtek[™] Supreme XTE Flowable Restorative, 3M Espe, USA) an der Zahnoberfläche fixiert (Abb. 7).

Auf die gleiche Art und Weise wurde auf der approximalen Zahnfläche, etwas nach zervikal versetzt, ein weiterer Sondenhalter positioniert.

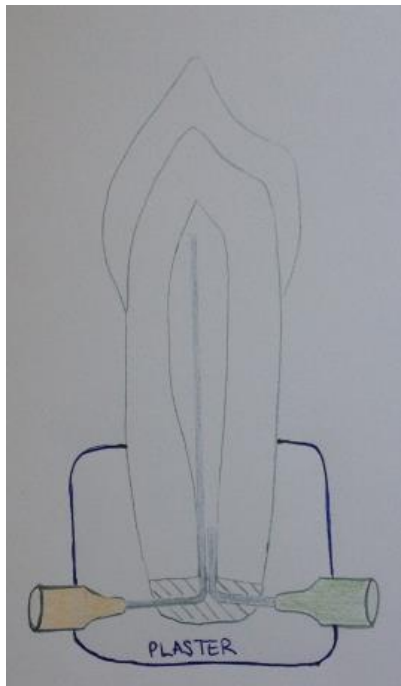


Abb. 6 Gipssockel



Abb. 7 Der Zahn in dem Gipssockel. Vorne und rechts (approx.+ bukk.) sind die angeklebten Sondenhalter auf dem Zahn sichtbar

Testmodell zur Untersuchung der verschiedenen Befestigungsvarianten

Bei dem späteren Testmodell für die Untersuchungen der Befestigungsvarianten wurde bis und mit der Einbettung des Zahnes im Gipssockel, identisch wie bei den Modellen der Vorversuche vorgegangen. Jedoch wurden danach keine Sondenhalter mehr direkt auf den Zahn geklebt. Die Sonde wurde jeweils mit den zu testenden Befestigungsvarianten an immer derselben Stelle an der Zahnoberfläche fixiert (Kapitel „4.5 Untersuchte Befestigungsvarianten“). Es wurde ebenfalls darauf geachtet, dass der Schmelz im Bereich der Sondenpositionierung einwandfrei ist und keine Hypoplasien oder Hypomineralisationen aufwies.

Testflüssigkeit

Da Blut im antikoagulierten Zustand nicht allzu lange haltbar ist und die Entnahme, sowie die Aufbereitung zu einer in-vitro-kompatiblen (weder zu dick- noch zu dünnflüssigen) standardisierten Flüssigkeit sehr aufwändig ist, wurde nach einer Alternative gesucht. Ein wichtiges Kriterium war die Standardisierung der Testflüssigkeit. Durch die vorhandenen Fettpartikel (analog zu den Erythrozyten im Blut) bot sich standardisierte Milch aus dem Lebensmittelgeschäft an. Für die Wahl des idealen Fettgehaltes der Milch wurde ein entsprechender Vorversuch gemacht (Kapitel „4.4.1 Vorversuche mit verschiedenen Flüssigkeiten“ und Anhang „8.1 Messserien mit verschiedenen Flüssigkeiten“). Für die Testmessungen und die Untersuchung der verschiedenen Befestigungsvarianten wurden dann Lokalanästhesie-Karpulen geleert und anschliessend zur Reinigung mit Leitungswasser durchgespült. Die Milch wurde in die leeren Lokalanästhesie-Karpulen injiziert, welche in das speziell dafür vorgesehene Pumpsystem von the Wand® Plus eingefügt werden konnten.

Versuchsanordnung

Für die Messungen mittels eines Laser-Doppler-Flowmetrie-Gerätes, wurde eine schwere Metallplatte auf einem stabilen Tisch positioniert. Die zusätzlich mit einer Korkschicht bedeckte Metallplatte sollte einen möglichst starren Untergrund gewährleisten und allfällige Bewegungsartefakte vermindern. Damit der Abfluss der Testflüssigkeit aus der grünen Kanüle optimal gewährleistet war, wurde ein Holzpodest auf der Metallplatte positioniert. Auf diesem Holzpodest befand sich der im Gips eingebettete Zahn. Das Holzbrett wurde zur Vermeidung von Lichtreflektionen mattschwarz lackiert. Links neben diesem Holzpodest wurde ein Auffanggefäß für die abfließende Testflüssigkeit auf der Korkmatte positioniert (Abb. 8).



Abb. 8 Versuchsaufbau; das LDF-Gerät (hinten links) und the Wand® Plus (hinten rechts, schmal) stehen hinter dem Podest, auf welchem der Zahn liegt

Neben der Metallplatte wurde das Laser-Doppler-Flowmetrie-Gerät (PF 5010 LDPM Unit, PeriFlux System 5000, Perimed, Järfälla, Schweden) auf dem Tisch platziert (Abb. 8). Direkt rechts daneben befand sich die Pumpe, ein Gerät namens the Wand® Plus (The Wand® Plus, Version 7.0, Milestone Scientific, Livingston, USA), welches eine konstante Durchflussmenge durch den Zahn erzeugte. The Wand® Plus ist ein System, welches zur Erzeugung eines konstanten Flusses von Lokalanästhetikum zur zahnärztlichen Anwendung dient. Die Fließgeschwindigkeit von 0.005ml pro Sekunde ist durch einen fix installierten langsamen Modus von the Wand® Plus definiert (LENDENMANN 2008). Das Handstück des the Wand® Plus -Systems wurde direkt an die Zuflusskanüle des Zahnes angeschlossen. Mit dieser Versuchsanordnung konnte ein konstanter Durchfluss der Testflüssigkeit von 0.005ml

pro Sekunde durch den Zahn erzeugt werden. Zwischen the Wand® Plus und der zuführenden Kanüle wurde im späteren Vorgehen noch ein Schlauch, sowie ein selbst konstruierter und so benannter Pulsator (ein individuell angepasster Motor der den Schlauch zyklisch komprimierte) zwischengeschaltet (Kapitel „4.4.3 Pulsator“).

Zur Reinigung des Pulpakavums der Testmodelle wurde – vor und nach jedem Anschluss der Zuflusskanüle an the Wand® Plus – jeder Zahn mit 3 ml Leitungswasser durchgespült. Das Wasser zur Reinigung wurde direkt in die Zuflusskanüle injiziert.

Der für die Messung und Auswertung notwendige Computer wurde auf einem separaten Tisch aufgestellt. So wurden Bewegungsartefakte durch die Bedienung des Computers nicht auf den zu messenden Zahn übertragen (Abb. 9).



Abb. 9 Gesamtübersicht der Versuchsanordnung

Vor dem Start einer Messung wurde stets darauf geachtet, dass das gesamte System vollständig mit Milch gefüllt war und sich keine Luft im Schlauchsystem und dem Zahn befand.

4.4 Vorversuche

4.4.1 Vorversuche mit verschiedenen Flüssigkeiten

Um herauszufinden, ob Milch als Testflüssigkeit tatsächlich eine mögliche Option ist, wurden Messungen mit verschiedenen Flüssigkeiten gemacht (Anhang „8.1 Messserien mit verschiedenen Flüssigkeiten“, 1. + 2. Serie). Dabei wurde die Messsonde mittels der Klammer, die zur Kalibrierung benutzt wird, direkt in die Flüssigkeit gehalten (Kapitel „4.2 Technik der Laser-Doppler-Flowmetrie“, Abb. 1).

In der ersten Serie wurden, nebst der Standardflüssigkeit als Referenzwert, 3.5% fetthaltige Milch (Milch, Standardisierte Vollmilch 3.5% MilCHFett, 5dl UHT homogenisiert, Coop, Schweiz) mit Kaffeerahm (Kaffeerahm, 15% MilCHFett, portioniert, UHT homogenisiert, Coop, Schweiz) verglichen. Kaffeerahm wurde aufgrund seines hohen Fettgehaltes von 15% gewählt. Die Messwerte mit Milch waren höher als jene der Standardflüssigkeit. Die Messungen mit Kaffeerahm ergaben jedoch keine Perfusion Units. Es stellte sich der Wert 0.00 PU dar, mit dem Kommentar „OL“ was für Overload steht (PERIMED 2009, S.6). Stellvertretend für die durchgeführten Messungen wurde eine Auswertung einer entsprechenden Messung gemacht und die Perfusion Units im Anhang „8.1 Messserien mit verschiedenen Flüssigkeiten“ (vergl. 1.Serie) tabellarisch aufgezeigt.

In der zweiten Serie wurden nebst der 3.5% fetthaltigen Milch, Milch mit 1.5% Fettgehalt (Drink, Halbentrahmte Milch 1.5% MilCHFett, 5dl UHT homogenisiert, Coop, Schweiz) sowie rosa eingefärbte Himbeer-Buttermilch mit 0.5% Fett (Saure Buttermilch, Himbeere, WeightWatchers, 0.5% Fett, 5dl pasteurisiert, Coop, Schweiz) verwendet. Es wurde wieder ein repräsentativer Messverlauf aufgezeichnet und ausgewertet, die Angaben finden sich im Anhang „8.1 Messserien mit verschiedenen Flüssigkeiten“ (vergl. 2.Serie). Erneut stellte sich die Milch mit 3.5% Fettgehalt (Milch, Standardisierte Vollmilch 3.5% MilCHFett, 5dl UHT homogenisiert, Coop, Schweiz) als Testflüssigkeit mit den am höchsten gemessenen PU heraus. Aufgrund dessen wurde diese standardisierte Milch mit 3.5% Fettanteil aus dem Lebensmittelhandel als Testflüssigkeit für alle Versuche dieser wissenschaftlichen Arbeit verwendet.

4.4.2 Testmessungen

Testzahn 0

Mittels der im vorherigen Kapitel beschriebenen Versuchsanordnung sollten später Messserien mit verschiedenen Befestigungsvarianten an immer denselben Stellen vom immer gleichen Zahn durchgeführt werden. Dazu waren jedoch zuerst einige

Testmessungen an anderen Zähnen notwendig, um zu sehen, ob bei exakt identischer Position (sichergestellt durch fix aufgeklebte Sondenhalter; Kapitel „4.3 Entwicklung der in-vitro-Modelle und Versuchsanordnung“, Abb. 7) überhaupt reproduzierbare Messungen möglich sind.

Dazu wurden als Testlauf an einem „Testzahn 0“ mit zwei fix aufgeklebten Sondenhaltern (Probe Holder PH 07-5, Probe holder diameter 5mm, Perimed AB, Järfälla, Schweden) jeweils zehn Messungen bukkal und approximal durchgeführt. Die Messserien wurden jeweils innerhalb von zehn Minuten ohne Veränderung der Sonde, nur durch Ein- und Ausschalten des Durchflusses durchgeführt. Die Werte waren bei beiden Messstellen relativ konstant (Anhang „8.2 Messserien der Vorversuche, Testmessungen Testzahn 0“).

Zähne 1 bis 5

Zur Absicherung der Resultate wurde entschieden, diese Messserien an fünf weiteren Zähnen ebenfalls zu untersuchen und so die Ergebnisse zu verifizieren. Dafür wurden fünf weitere Prämolaren entsprechend präpariert und jeweils mit einem bukkal und einem approximal fix aufgeklebten Sondenhalter ausgestattet.

An jedem dieser fünf Prämolaren wurden vier Messserien – jeweils bukkal und approximal – durchgeführt (Anhang „8.2 Messserien der Vorversuche“, Messwerte der Zähne 1 bis 5), wobei zuerst Messserie 1 an den Zähnen 1 bis 5 durchgeführt wurde, gefolgt von Messserie 2 bis 4. Der jeweilige Zahn wurde unmittelbar vor dem Versuch aus der Schale mit dem Leitungswasser entnommen (Abb. 4). Die überschüssigen Wassertropfen wurden mit einem Papiertuch leicht abgetupft damit die Oberfläche trocken war, aber der Schmelz nicht ausgetrocknet wurde.

Messserie 1

Bei der Messserie 1 wurden wie beim Testlauf mehrere Messungen nacheinander, ohne Manipulation an der Versuchsanordnung, gemacht. Einzig der Durchfluss von Milch wurde durch das Ein- und Ausschalten von the Wand® Plus durch ein Fusspedal getätigt. Stellvertretend für alle sehr ähnlichen Messverläufe dieser Serie ist in der Abbildung 10 stellvertretend der Verlauf der Messkurve von Zahn 5 dargestellt.

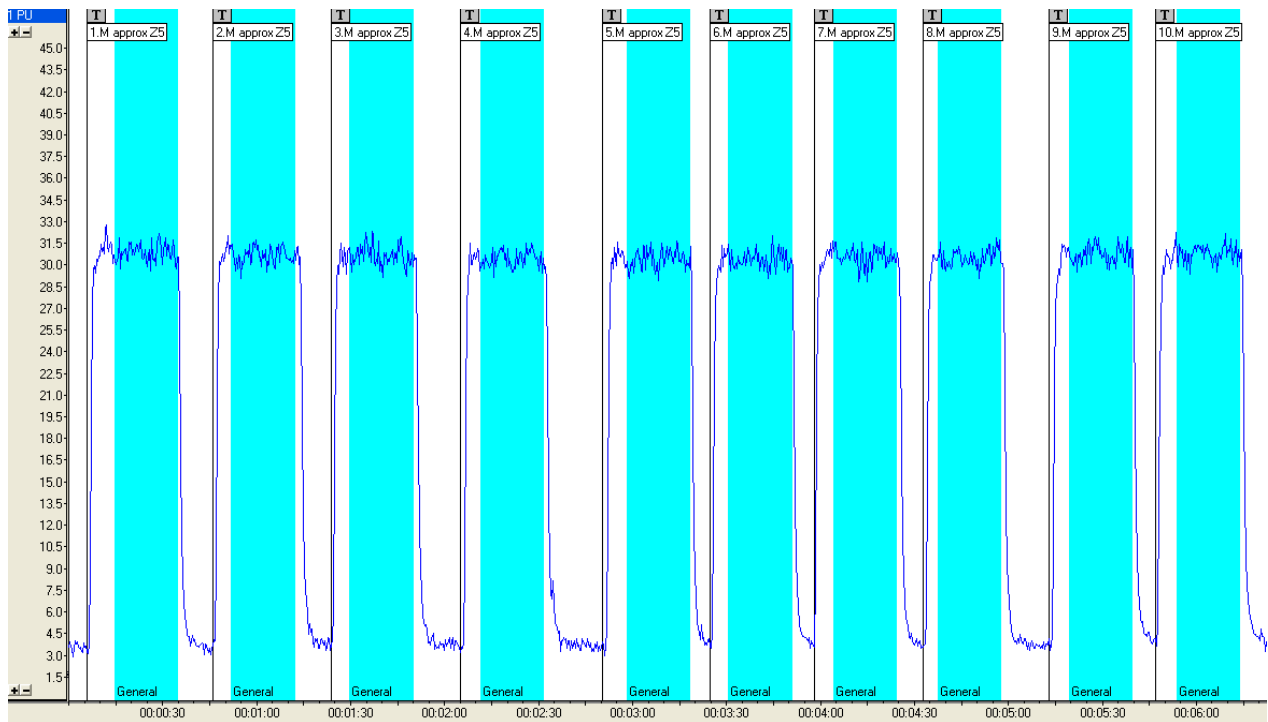


Abb. 10 Messserie 1 an Zahn 5 (approximal fixierter Sondenhalter)

Messserie 2

Die erste Messserie zeigt, dass die Werte innerhalb der Serie konstant sind. Da der Vergleich der Messungen zwischen den Serien von Interesse ist, wurde ab Messserie 2 die Anzahl Messungen je Serie (auf Grund ihrer Konstanz innerhalb einer Serie) auf drei Messungen je Position reduziert. Dabei wurden die drei Messungen, wie zuvor in der Serie 1 direkt nacheinander durchgeführt, ohne Manipulation an der Sonde.

Messserie 3

Total wurden drei Messungen bukkal, gefolgt von drei Messungen approximal durchgeführt. Nach jeder einzelnen Messung wurde die Aufnahme pausiert, die LDF-Sonde entfernt, der Zahn äusserlich mit ca. 4ml Wasser abgespült und danach wieder leicht abgetupft (im Anhang „8.2 Messserien der Vorversuche“, unter den Messwerten der Zähne 1 bis 5 sind diese Messunterbrüche in der tabellarischen Auflistung durch schwarze horizontale Linien gekennzeichnet). Die Sonde wurde mit einem Brillentuch gereinigt und wieder im Sondenhalter (Probe Holder PH 07-5, Probe holder diameter 5mm, Perimed AB, Järfälla, Schweden) positioniert. Der Anschluss der the Wand® Plus -Kanüle blieb dabei die ganze Zeit fix an der Zuflusskanüle angeschlossen.

Messserie 4

Bei der vierten Serie wurden zwei Messungen bukkal, gefolgt von zwei approximalen Messungen gemacht. Dann wurde der jeweilige Zahn wieder 30 Minuten zurück ins Wasser gelegt, bevor nochmals in derselben Reihenfolge gemessen wurde.

Die Diskussion der Daten ist im Kapitel „6.3 Interpretation der Vorversuche“ zu finden.

Ausschluss von Bewegungsartefakten

Aufgrund der vorgegebenen Länge des milchführenden Schlauches und der direkt vor dem Zahn zu erzeugenden Pulsation, wurden das the Wand® Plus-Gerät (The Wand® Plus, Version 7.0, Milestone Scientific, Livingston, USA) und der später hinzugefügte Pulsator direkt neben dem entwickelten Testmodell positioniert.

Um den Einfluss auf die Messwerte durch the Wand® Plus oder den Pulsator ausschliessen zu können, wurde ein Versuch mit ausgeschalteten Geräten durchgeführt (Anhang „8.2 Messserien der Vorversuche“, Ausschluss von Bewegungsartefakten). Die erhaltenen Messwerte werden im Kapitel „6.3 Interpretation der Vorversuche“ (vergl. Bewegungsartefakte) diskutiert.

4.4.3 Pulsator

Wie sich in den Vorversuchen zeigte, sind die durchschnittlichen Messwerte am gleichen Zahn und der gleichen Position zwischen verschiedenen Messserien nicht vergleichbar (Anhang „8.2 Messserien der Vorversuche“, Messwerte der Zähne 1 bis 5, Zahn 1 bukkal, Zahn 2 bukkal, Zahn 3 bukkal). Aufgrund der in-vitro-Versuchsanordnung können Einflussfaktoren wie Bewegung, minimal unterschiedliche Messstellen, Temperatur und weitere mögliche Ursachen ausgeschlossen werden. Durch die fehlende Reproduzierbarkeit des rein numerischen in-vitro-Messwertes bei konstanten Bedingungen, musste anstelle dessen ein anderes Entscheidungskriterium gesucht werden. Dieses Entscheidungskriterium soll später im klinischen Alltag bei in-vivo-Messungen eine verlässliche Beurteilung der Vitalität ermöglichen.

Aufgrund dieser Erkenntnis wurde die Versuchsanordnung erweitert, damit nicht der absolute Wert, sondern der Verlauf der Messkurve betrachtet werden kann. Es wurde zwischen dem the Wand® Plus-Gerät (The Wand® Plus, Version 7.0, Milestone Scientific, Livingston, USA) und dem Zahnmodell ein speziell modifizierter Getriebemotor (4.5-15v DC, 950 D Series, Single ratio gearbox, MFA Como Drills, United Kingdom) mit einem dazu passenden Plastikschlauch zwischengeschaltet.

Die Funktion dieses selbst modifizierten Motors ist es, den Schlauch mit der durchfliessenden Milch periodisch zu komprimieren. Durch die Erzeugung einer

pulsfrequenz-ähnlichen, zyklischen Kompression des Schlauches wird eine Pulsation des Milchflusses erzeugt. Dieser Motor wird im Folgenden „Pulsator“ genannt.

4.4.4 Befeuchteter Sondenhalter

Bei der Messserie 4 (Anhang „8.2 Messserien der Vorversuche“, Messwerte der Zähne 1 bis 5“) – mit der zwischenzeitlichen Lagerung der Zähne in der Wasserschale – zeigten sich deutliche Unterschiede in den Messwerten. Aufgrund dessen wurde die Beeinflussung der Messwerte durch Feuchtigkeit im Sondenhalter in Betracht gezogen. Um diesen Aspekt genauer zu untersuchen, wurde eine Versuchsreihe mit befeuchteten, sowie trockenen Sondenhaltern durchgeführt (Anhang „8.2 Messserien der Vorversuche“, Messungen mit Standardflüssigkeit und Milch, bei befeuchtetem und trockenem Sondenhalter).

Auch hier wurden die Zähne bis vor dem Versuch in der Wasserschale gelagert und danach kurz abgetupft. Zur Befeuchtung des Sondenhalters wurde Leitungswasser direkt in den Sondenhalter appliziert und dann die Laser-Messsonde eingefügt. Nach der Messaufzeichnung wurde die Messsonde entfernt und der Sondenhalter mittels Druckluft und Papierspitzen getrocknet. Der Zahn blieb währenddessen am System angeschlossen.

Wird der Sondenhalter mit Wasser befeuchtet, sind die gemessenen Perfusion Units (PU) deutlich höher. Aufgrund dieser Erkenntnis wurden die Sondenhalter beim Hauptversuch mit den Befestigungsvarianten immer mit Leitungswasser befeuchtet (Kapitel „4.5 Untersuchte Befestigungsvarianten“).

Ein Einfluss von Milch (Milch, Standardisierte Vollmilch 3.5% Milchfett, 5dl UHT homogenisiert, Coop, Schweiz) aus unterschiedlichen Packungen sollte ebenfalls ausgeschlossen werden. Dazu wurde der oben beschriebene Versuch jeweils an drei Tagen immer mit 3.5%-fetthaltiger Milch (Milch, Standardisierte Vollmilch 3.5% Milchfett, 5dl UHT homogenisiert, Coop, Schweiz) aus je einer unterschiedlichen Milchpackung und – mit immer derselben – Standardflüssigkeit als Kontrolle durchgeführt. Folglich fanden an drei Tagen die entsprechenden Messungen mit unterschiedlichen Milchproben statt. Aufgrund der konstanten Messwerte wurden nur drei Versuche aufgezeichnet und ausgewertet. In diesen drei Versuchen wurden jeweils zwei Messungen mit Milch (eine mit befeuchtetem und eine mit trockenem Sondenhalter) und zwei Messungen mit Standardflüssigkeit aufgezeichnet und dann mit dem General Report Programm ausgewertet (Anhang „8.2 Messserien der Vorversuche“, Messungen mit Standardflüssigkeit und Milch, bei befeuchtetem und trockenem Sondenhalter).

4.5 Untersuchte Befestigungsvarianten

Um nun klinisch mit minimalem Aufwand möglichst gute Messungen zur Beurteilung der Pulpavitalität – zum Beispiel nach einem Trauma – zu machen, wurden in vitro verschiedene Befestigungsvarianten getestet. Da die Herstellung einer Schiene mittels Abdrucknahme eine Manipulation an den Zähnen mit sich bringt, wurde nach einer Alternative gesucht. Dennoch wurde als Referenz eine Silikonschiene zur Sondenbefestigung getestet. Folgende vier Befestigungsvarianten wurden untersucht:

- **Einzelzahn-Silikonschiene** (Preciform® N, HardBite, Merz Dental GmbH, Lütjenburg, Deutschland)
- **Tofflemire-Matrize** (Hawe Tofflemire Matrices 1003/30, KerrHawe SA, Bioggio, Schweiz) mit Sondenhalter PH 07-5 (Probe Holder PH 07-5, Probe holder diameter 5mm, Perimed AB, Järfälla, Schweden)
- **T-Matrize** (Pulpdent T-Matrizen gerade breit, Pulpdent Corporation, Watertown, USA) mit Sondenhalter PH 07-5 (Probe Holder PH 07-5, Probe holder diameter 5mm, Perimed AB, Järfälla, Schweden)
- **Manuelle Positionierung** der Sonde

Die Abbildung 11 zeigt eine Übersicht der drei angefertigten Sondenhalter auf.

Es wurde darauf geachtet, dass alle Messungen der verschiedenen Befestigungsvarianten im gleichen Schmelzbereich durchgeführt wurden. Dazu wurde zuvor ein bukkal liegender Bereich festgelegt, welcher weder Schmelzhypoplasien noch Schmelzhypomineralisationen aufwies und nicht verfärbt oder beschädigt war. Die Messserien wurden alle abwechselungsweise direkt nacheinander gemacht, da aufgrund des in-vitro-Versuches keine physiologischen Prozesse abgewartet werden mussten. Aufgrund der nicht reproduzierbaren numerischen Werte, war für die Messungen mit den verschiedenen Befestigungsvarianten primär der Kurvenverlauf von Interesse. Die Messergebnisse sind im Kapitel „5 Resultate der Befestigungsvarianten“ sowohl graphisch dargestellt als auch numerisch in einer Tabelle aufgeführt.



Abb. 11 Übersicht der angefertigten Sondenhalter: Tofflemire-Matrize (links), Silikonabdruck (oben rechts), T-Matrize (unten rechts)

Einzelzahn-Silikonschiene

Mittels einer grünen Silikonmasse (Preciform® N, HardBite, Merz Dental GmbH, Lütjenburg, Deutschland) wurde ein Abdruck von der Zahnkrone des entwickelten Testmodells gemacht, so dass eine Abstützung der Schiene auf dem Gipssockel gegeben war. Nachdem die Masse fertig abgebunden war, wurde sie vom Zahn entfernt. Die Silikonmasse wurde in mesio-distaler Richtung auf Höhe der Fissur des Zahnes halbiert und die orale Hälfte wurde entfernt (Abb. 12). Auf der nun verwendeten bukkalen Hälfte der Silikonschiene wurde eine – senkrecht auf den festgelegten bukkalen Messbereich führende – Bohrung in die Schiene gemacht. Die Bohrung dient zur Sondenfixation und entspricht dem Durchmesser der Sonde. Die Silikonschichtdicke an der Stelle der Bohrung war geringer als die Länge der Laser-Messsonde, damit sichergestellt werden kann, dass die Sonde am Zahn aufliegt. Das Loch in der Silikonschiene wurde vor der Positionierung (Abb. 13) der Sonde mit Leitungswasser befeuchtet.

Durch eine angebrachte schwarze Markierung an der Sonde war deren Ausrichtung immer identisch. An den Befestigungsvarianten und am Zahn wurden ebenfalls Markierungen

angebracht. So waren die Befestigungsvarianten und die Sonde in allen Versuchen in exakt identischer Position am Zahn angebracht.



Abb. 12 Angefertigte Einzelzahn-Silikonschiene

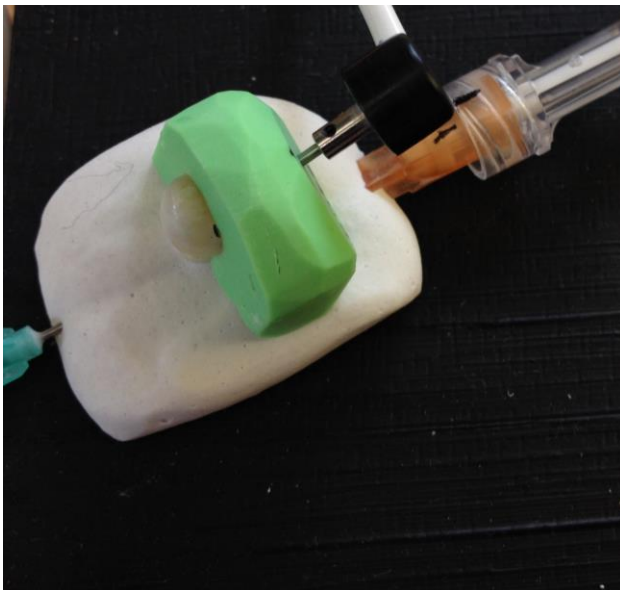


Abb. 13 Silikonschiene auf dem Zahn mit positionierter Laser-Messsonde (oben rechts)

Tofflemire-Matrize

Entsprechend des definierten Bereichs an der bukkalen Zahnoberfläche wurde mittels Kofferdam-Lochzange ein Loch in die Tofflemire-Matrize (Hawe Tofflemire Matrices, KerrHawe SA, Bioggio, Schweiz) gemacht. Durch dieses Loch hindurch wurde der Sondenhalter (Probe Holder PH 07-5, Probe holder diameter 5mm, Perimed AB, Järfälla, Schweden) positioniert (Abb. 14). Aufgrund des nicht identischen Durchmessers des gestanzten Loches, wurden an dessen Rand mit einer Schere zwei Entlastungsschnitte gemacht. Durch diese Anpassung konnte der Sondenhalter von der Innenseite der Matrize hindurchgedrückt werden und war fixiert.

Die Matrize wurde dann in den dazugehörigen Tofflemire-Matrizenhalter eingeführt (Abb. 15) und soweit angezogen, bis der Halt am Zahn in der gewünschten Position sichergestellt war. Es wurde darauf geachtet, dass ohne Änderung an der Matrizenhalterung die Matrize nach okklusal vom Zahn entfernt und bei weiteren Messungen wieder identisch positioniert werden konnte. Dazu wurde eine vertikale Markierung an der Matrize gemacht, welche bei korrekter Positionierung zur schwarzen Markierung am Zahn zeigte. Diese Markierung am Zahn war für alle Befestigungsvarianten identisch (Abb. 17) und befand sich ausserhalb des zu messenden bukkalen Bereiches.

Als die Matrize am Zahn positioniert war, wurde die Laser-Messsonde bis zum Anschlag an der Zahnoberfläche in den befeuchteten Sondenhalter eingeführt. Darauf erfolgten die Messungen.



Abb. 14 Tofflemire-Matrize mit Sondenhalter



Abb. 15 In der Halterung fixierte Tofflemire-Matrize

T-Matrize

Die T-Matrize (Pulpdent T-Matrizen gerade breit, Pulpdent Corporation, Watertown, USA) wurde gleichermassen wie bereits die Tofflemire-Matrize mittels einer Kofferdam-Lochzange gelocht und entsprechend angepasst, damit der Sondenhalter (Probe Holder PH 07-5, Probe holder diameter 5mm, Perimed AB, Järfälla, Schweden) eingefügt werden konnte (Abb. 16). Die Position des Sondenhalters wurde gleichermassen so gewählt, dass die Laser-Messsonde bei korrekter Positionierung auf die definierte bukkale Zahnoberfläche auflag. Danach wurde die T-Matrize dem Zahn und der Messposition entsprechend gefaltet, am Zahn angezogen und dann die Lasche fixiert (Abb. 17 fixierte Lasche nach links zeigend). Die Reproduzierbarkeit der Matrizen-Positionierung wurde erneut mittels einer schwarzen Markierung auf der Matrize entsprechend der Markierung des Zahnes sichergestellt. Es wurde auch bei dieser Befestigungsvariante darauf geachtet, dass die T-Matrize trotz genügender Fixierung am Zahn, wieder nach okklusal entfernt werden konnte, ohne dass etwas an der Matrize verändert werden musste. Vor der Messung wurde die Laser-Messsonde bis zur Zahnoberfläche hin in den zuvor mit Leitungswasser befeuchteten Sondenhalter eingeführt.



Abb. 16 Gefaltete T-Matrize mit eingefügtem Sondenhalter



Abb. 17 Am Zahn positionierte T-Matrize mit schwarzer Markierung zur eindeutigen Positionierung

Manuelle Positionierung

Bei der manuellen Positionierung der Sonde wurde der schwarze Halter des Sondenkopfes (Abb. 17) mit drei Fingern der rechten Hand fixiert. Zeigefinger und Daumen hielten die Sonde lateral, während der Mittelfinger dazwischen unterhalb am Sondenkopf positioniert wurde. Durch die Lage des Mittelfingers konnte dieser auf dem Gipssockel abgestützt werden, was zu einer zusätzlichen Stabilisation führte.

Die Sonde befand sich identisch zu den anderen Befestigungsvarianten – mit der schwarzen Markierung nach oben zeigend – am Zahn. Damit dies so möglich war, führte das weiße Kabel der Sonde zwischen Zeig- und Mittelfinger hindurch zum Messgerät. Es wurden weiße zahnärztliche Latexhandschuhe getragen.

Einflussfaktoren

Durch die in-vitro-Versuchsanordnung konnten mögliche Einflussfaktoren – wie beispielsweise Interferenzen angrenzender Gewebe, Patientenbewegungen, Vibrationen, Durchzug der Raumluft – umgangen werden.

Falls minimale Unterschiede der Luftfeuchtigkeit oder allfällige Vibrationen im Gebäude einen Einfluss haben könnten, waren – aufgrund der geringen Zeitspanne innerhalb welcher alle Versuche stattgefunden haben – die Bedingungen möglichst ähnlich.

Datum, Uhrzeit, sowie Temperatur in Grad Celsius und die prozentuale Luftfeuchtigkeit bei den jeweiligen Messungen sind im Kapitel „5 Resultate der Befestigungsvarianten“ in der Tabelle 1 ersichtlich.

5 Resultate der Befestigungsvarianten

Die Auswertung der Messkurven fand mittels dem von der Software angebotenen General Report Programm statt (Kapitel „4.2 Technik der Laser-Doppler-Flowmetrie“). Es wurden die längstmöglichen konstanten Verläufe der aufgezeichneten Messung jeder Befestigungsvariante markiert und ausgewertet. Dazu konnte der Bereich, welcher ausgewertet werden sollte, mittels Maustaste markiert werden und dementsprechend wurde ein General Report erstellt. Die ausgewerteten Bereiche stellen sich jeweils eingefärbt (grau) dar und bildeten die Grundlage für die in der Tabelle 1 dargestellten numerischen Messwerte. Die numerischen Messwerte sind am Ende dieses Kapitels in Tabelle 1 aufgelistet. Zudem sind die unten folgenden Abbildungen der Messkurven (Abb. 18 bis 23) im Anhang „8.3 Messserie der Sondenbefestigungsvarianten“ in voller Grösse dargestellt.

Messserie 1

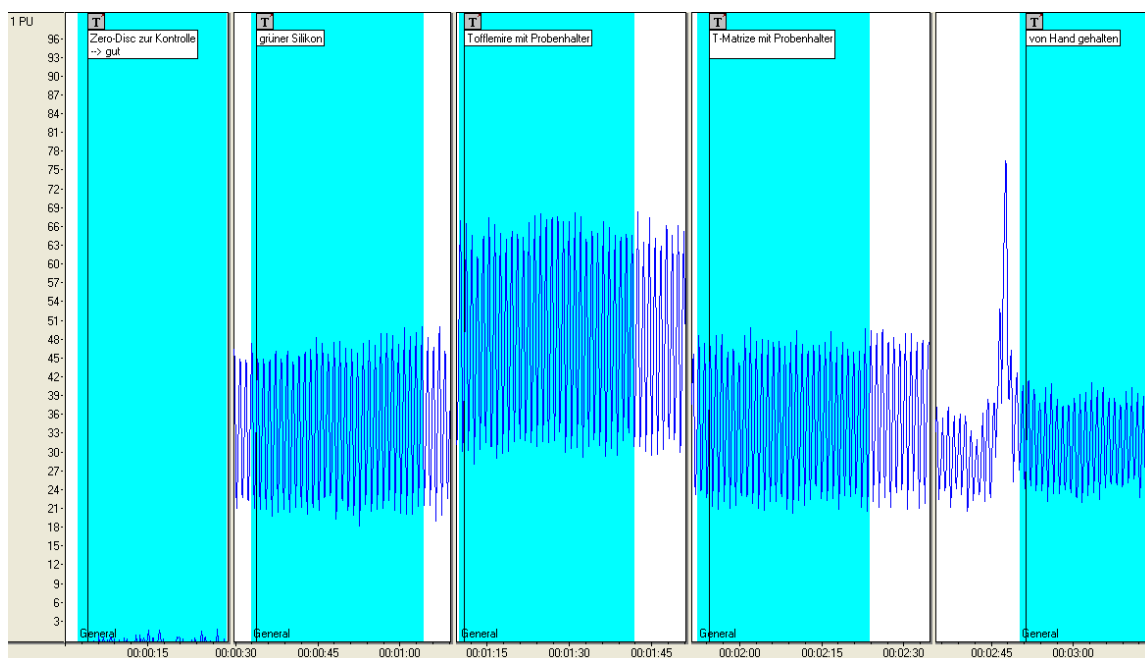


Abb. 18 Messserie 1 der Befestigungsvarianten

Messserie 2

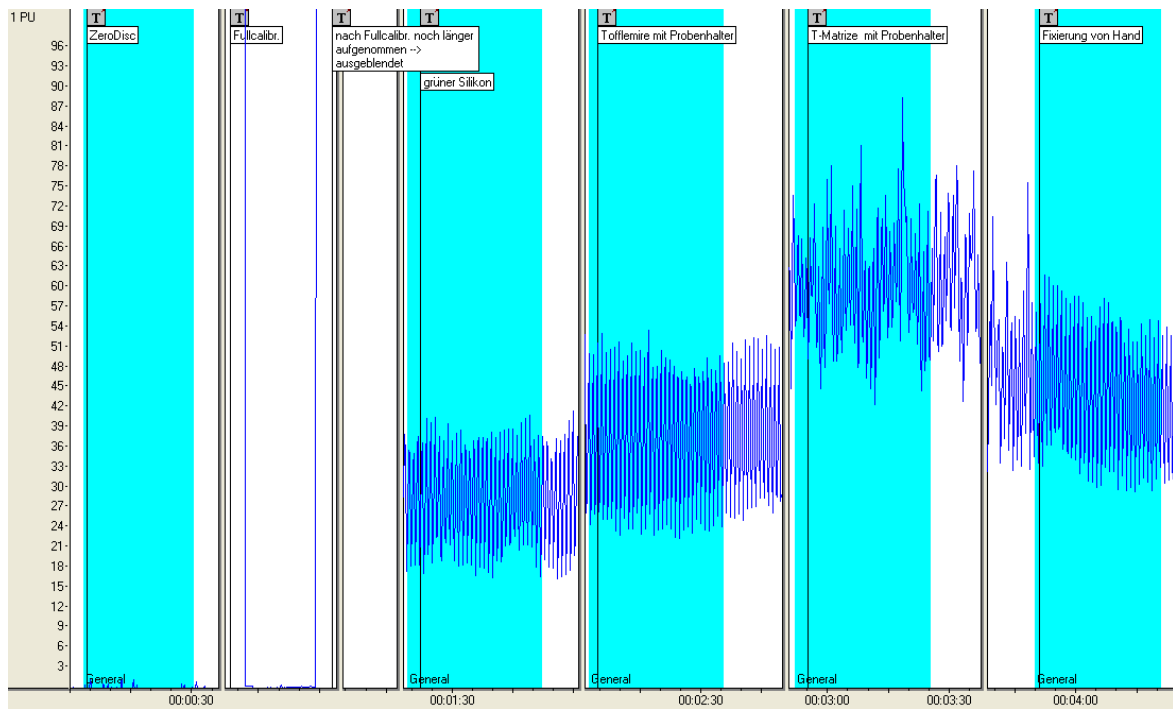


Abb. 19 Messserie 2 der Befestigungsvarianten

Messserie 3

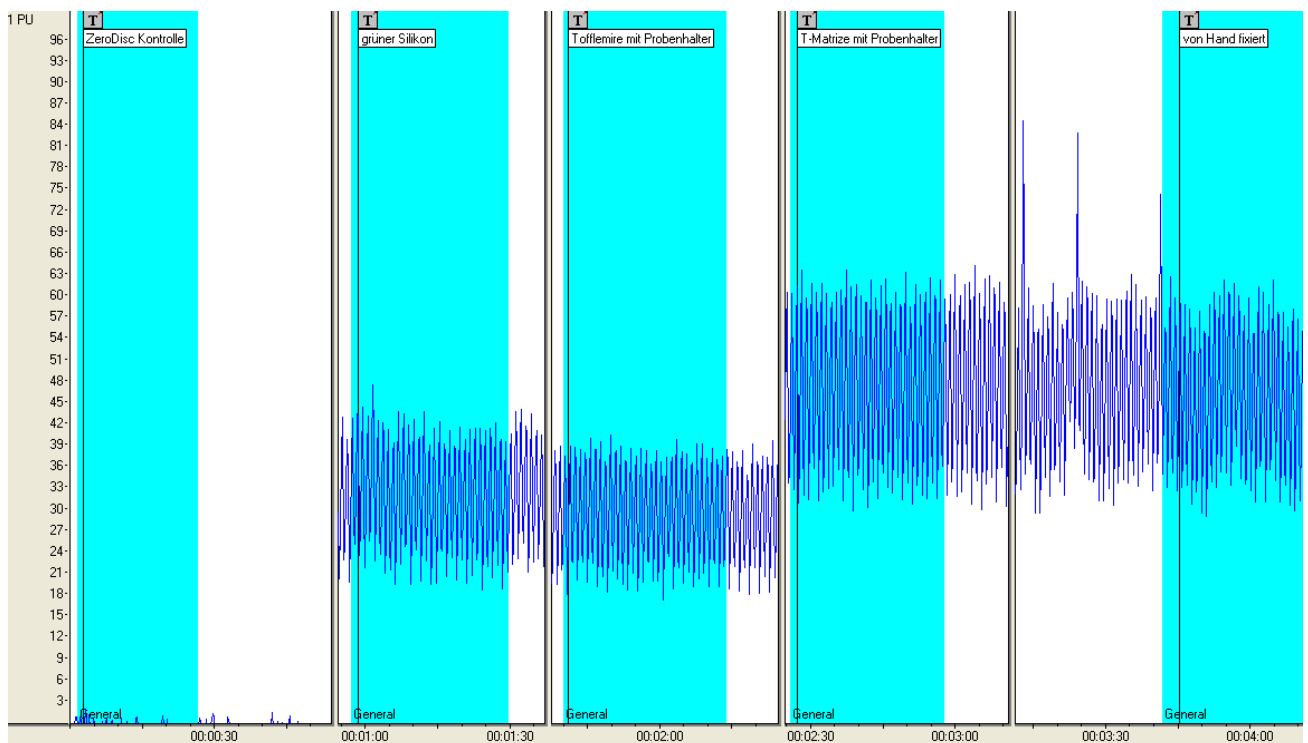


Abb. 20 Messserie 3 der Befestigungsvarianten

Messserie 4

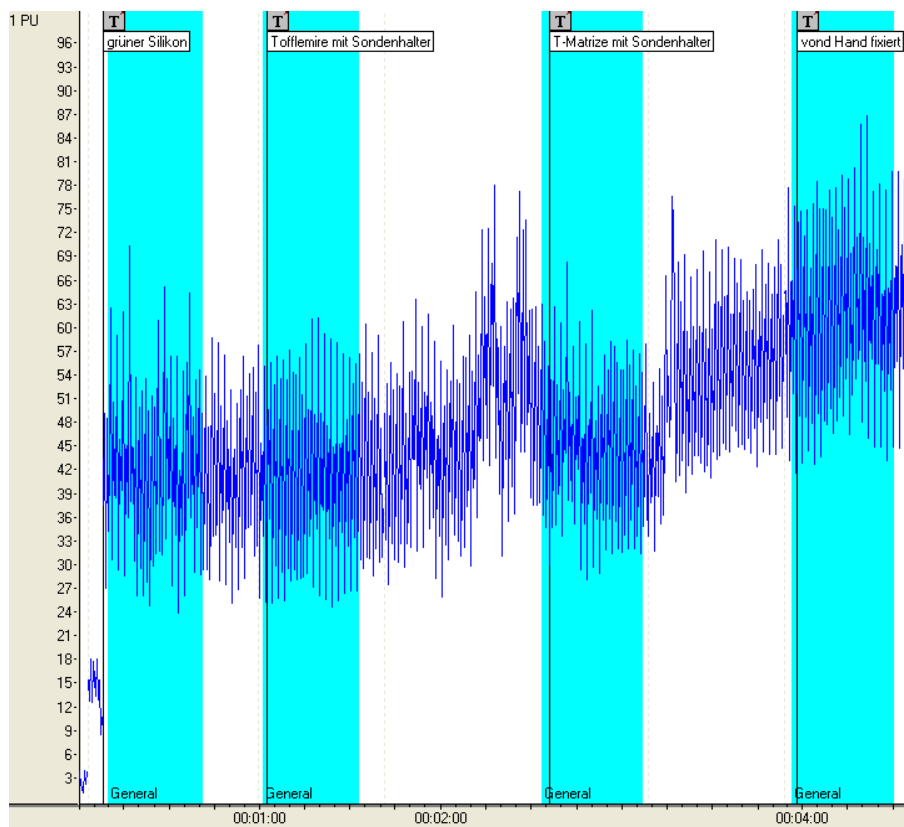


Abb. 21 Messserie 4 der Befestigungsvarianten

Messserie 5

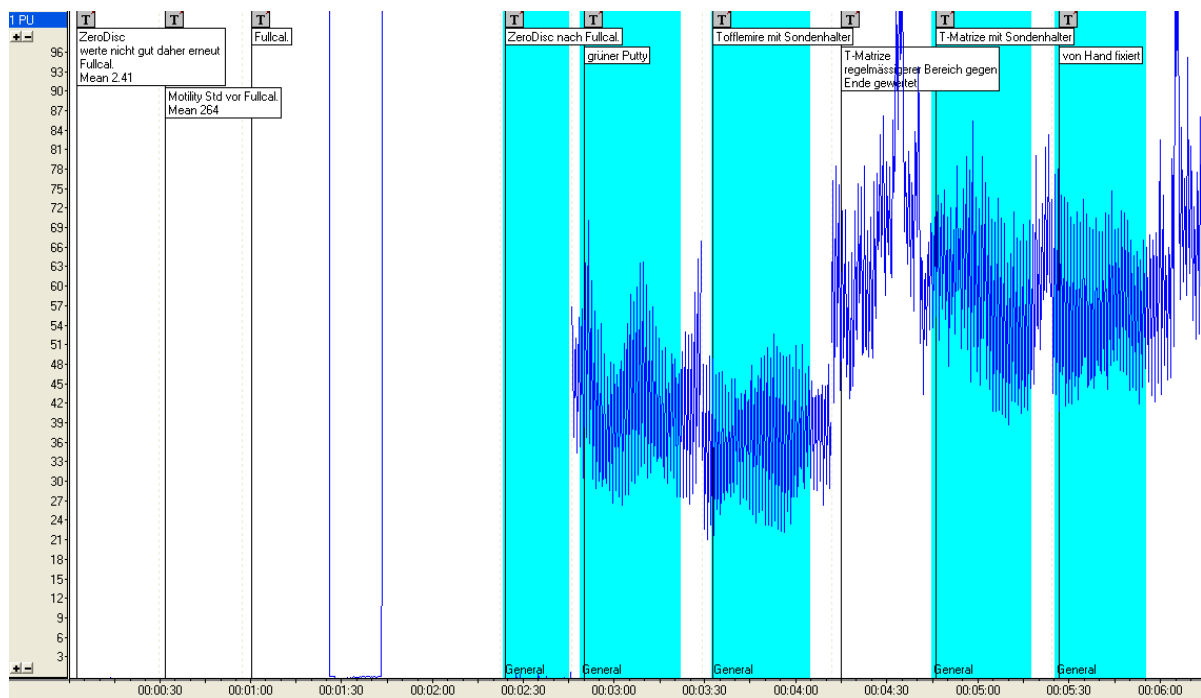


Abb. 22 Messserie 5 der Befestigungsvarianten

Messserie 6

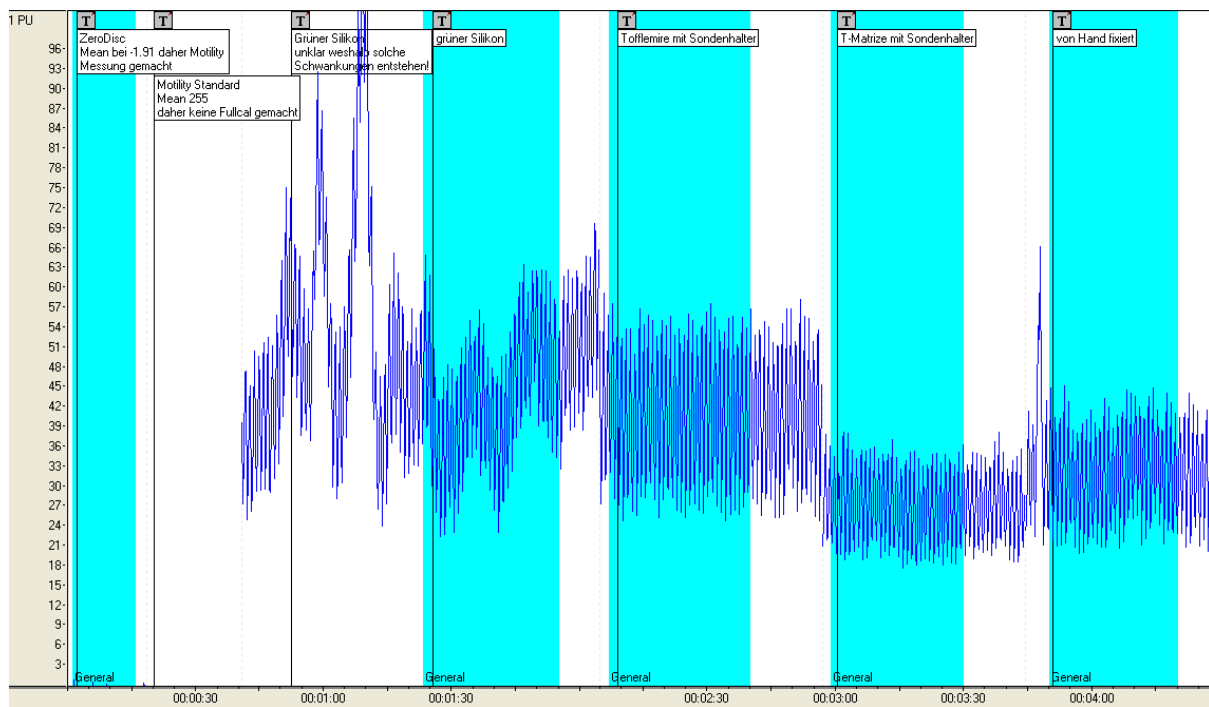


Abb. 23 Messserie 6 der Befestigungsvarianten

Pulsation am Beispiel der Tofflemire-Matrize

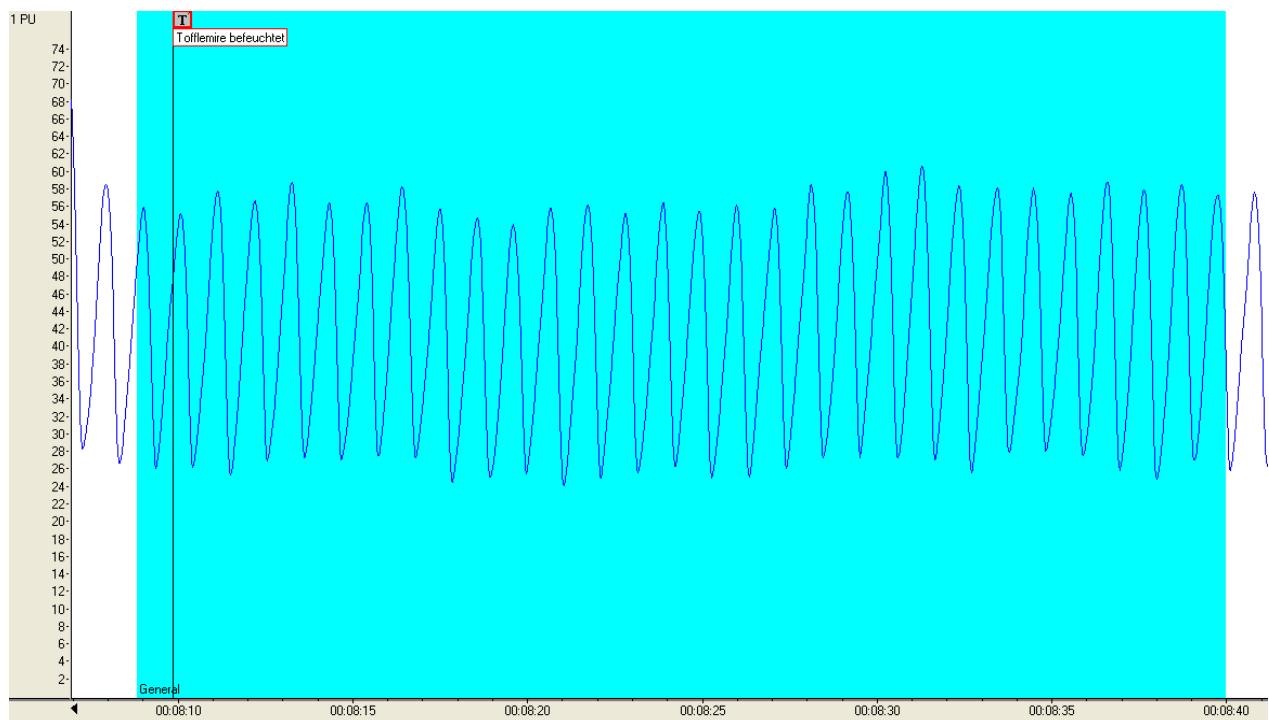


Abb. 24 Vergrößerte Darstellung der Pulsation am Beispiel der Tofflemire-Matrize

Die numerischen Messwerte mit den verschiedenen Befestigungsvarianten aus den oben aufgeführten Abbildungen 18 bis 23 sind in der Tabelle 1 zusammengefasst.

Befestigungs-varianten	Null-Kontr.	grüner Silikon	Toffle-mire	T-Matrize	Hand	fixe Parameter: bukkal, befeuchtet, oberes Kronendrittel
Versuche						
1)						T: 23.3°C, H: 52 %
Durchschnittswert (PU)	-0.77	34.06	48.46	34.76	31.44	
Standardabweichung	0.94	9.71	12.95	9.38	5.71	
Zeitdauer (s)	26.94	31.31	31.84	31.28	25.39	
2)						T: 24.0°C, H: 49%
Durchschnittswert (PU)	-1.38	28.34	37.17	59.61	43.67	Ausf. Kalibrierung vor der Messung da Nullkontr. abweichend war
Standardabweichung	0.91	7.40	9.77	8.79	9.54	
Zeitdauer (s)	27.09	33.01	33.20	33.51	31.19	
3)						T: 24.3°C, H: 48%
Durchschnittswert (PU)	-0.92	31.74	29.36	46.98	45.82	
Standardabweichung	0.89	7.71	6.85	10.86	10.08	
Zeitdauer (s)	24.95	32.67	33.51	31.90	31.93	
4)						T: 22.7°C, H: 55%
Durchschnittswert (PU)	-0.45	42.29	41.41	44.57	61.50	Ausführl. Kalibrierung gemacht, daher Nullwert nur 5 sec. Aufgezeichnet
Standardabweichung	1.08	11.02	11.42	10.20	12.47	
Zeitdauer (s)	5.27	31.22	31.77	32.83	33.70	
5)						T: 23.0°C, H: 55%
Durchschnittswert (PU)	-1.61	42.08	36.64	59.37	56.36	
Standardabweichung	0.92	11.07	9.51	10.55	12.65	
Zeitdauer (s)	21.61	33.23	32.30	32.46	29.73	
6)						T: 23.4°C, H: 53%
Durchschnittswert (PU)	-1.93	43.30	40.39	26.80	31.88	
Standardabweichung	0.94	10.44	10.54	6.09	7.64	
Zeitdauer (s)	14.57	31.81	32.70	30.88	29.88	

Tab. 1 Resultate der Messungen mit unterschiedlichen Befestigungsvarianten

Angaben zur Tabelle 1

- Die Durchschnittswerte sowie die Standardabweichungen sind in arbiträren Perfusion Units (PU) angegeben.
- Die vertikalen Doppellinien bei den Versuchen 2, 4 und 5 stehen für die Durchführung einer vollständigen Kalibrierung.
- Die Buchstaben T und H stehen für die Raumtemperatur (T) und für die Raumfeuchtigkeit (H), zu den jeweiligen Messzeitpunkten.
- Die Graustufen der Felder mit den Durchschnittswerten sind zur Veranschaulichung und stehen für die jeweiligen Werte die vergleichbar sind, beziehungsweise sein sollten.

6 Diskussion

6.1 Laser-Doppler-Flowmetrie

Wie im Kapitel „4.2 Technik der Laser-Doppler-Flowmetrie“ beschrieben, wurde für diese Arbeit ein Laser-Doppler-Flowmetrie-Gerät der Marke PeriFlux von der Firma Perimed aus Schweden verwendet.

Unterschied zu anderen Geräten

HARTMANN et al. (1996) erklärten unterschiedliche Messwerte durch die Anwendung unterschiedlicher Laser-Doppler-Flowmetrie-Geräte (LDF; Kapitel „2.2.2 Vor- und Nachteile der Laser-Doppler-Flowmetrie“). Diese Studie wurde jedoch vor nahezu 20 Jahren durchgeführt. Gemäss persönlicher Mitteilung des Herstellers wurden mittlerweile Anpassungen beim Laser-Doppler-Flowmetrie-Gerät der Marke PeriFlux Modell „PF 5001 Main Unit“ durchgeführt (Kapitel „4.2 Technik der Laser-Doppler-Flowmetrie“, Ausstattung). In Kapitel „2.2 Laser-Doppler-Flowmetrie“ werden die unterschiedlichen Ansichten zur Zuverlässigkeit der LDF beschrieben. Wie dort bereits erwähnt, wurden in den beiden Studien verschiedene LDF-Geräte (WILDER-SMITH 1988 benützte Perimed, SOO-AMPON et al. 2003 verwendeten Moor Instruments) verwendet. Erstaunlich ist, dass WILDER-SMITH (1988) 15 Jahre vor SOO-AMPON et al. (2003) zu einer positiveren Einschätzung bezüglich der Brauchbarkeit der LDF im klinischen Alltag gekommen ist. Jedoch bemängeln SOO-AMPON et al. (2003) an der LDF vor allem die Schwäche des gemessenen Signals unter Kofferdamisolation. Da WILDER-SMITH (1988) ihre Versuche ohne Kofferdam durchführte, bleibt offen, wie stark das von ihr gemessene Signal von Durchblutung und Bewegung angrenzender Gewebe verunreinigt wurde und wieviel des Signals wirklich von der Pulpa stammt. Ein direkter Vergleich der beiden Studien ist daher nicht möglich.

Kalibrierung

Benützt ein Behandler die Laser-Doppler-Flowmetrie (LDF) nur selten, kann es vorkommen, dass bei einem Notfallpatienten vor der eigentlichen Messung am Zahn die monatlich notwendige Kontrolle der Prüfwerte notwendig ist.

Bei den hier durchgeführten in-vitro-Messungen fanden, aufgrund der mehreren Messungen pro Woche, nebst der Kalibrierung am Standardblock und in der Standardflüssigkeit zur Kontrolle, wöchentlich vollständige Kalibrierungen statt.

Die im Kapitel „4.2 Technik der Laser-Doppler-Flowmetrie“ beschriebene vollständige Kalibrierung muss gemäss Hersteller nur bei Werten ausserhalb des Prüfbereiches (250 ± 15)

PU, 0 ± 1 PU; PU steht für Perfusion Units) durchgeführt werden. Ist diese Abweichung bei der Überprüfung vor der Messung an einem Notfallpatienten vorhanden, bedeutet dies ein Abwarten der vom Gerät benötigten Aufwärmzeit von 20 Minuten, welche gemäss Benutzerhandbuch eine Bedingung zur vollständigen Kalibrierung ist (PERIMED 2007, S. 5). Diese Anlaufzeit ist im klinischen Alltag ein zeitlich kritischer Faktor. Sie kann den Behandler dazu verleiten, die LDF-Messung aus zeitlichen Gründen erst bei der zweiten Konsultation des Patienten durchzuführen. In diesem Falle fehlt dann der Vergleich zum Pulsverlauf direkt nach dem Trauma anlässlich der Notfallkonsultation.

In einer Praxis sollte an einem bestimmten Tag im Monat regelmässig die Kalibrierung geprüft und – falls nötig – eine vollständige Kalibrierung durchgeführt werden. So kann der zeitliche Faktor der Aufwärmzeit im klinischen Alltag vermieden werden. Bei einer guten Organisation ist die vollständige Kalibrierung kein Hindernis im Praxisalltag. Je nach Praxis muss der gewonnene Vorteil durch ein LDF-Gerät individuell abgewogen werden.

Vorgaben des Herstellers zur klinischen Messung

Wie im Kapitel „4.2 Technik der Laser-Doppler-Flowmetrie“ beschrieben, sollte sich bei in-vivo-Messungen der Patient vor der Messung 30 Minuten auf dem Behandlungsstuhl entspannen und akklimatisieren. Dies ist ein im klinischen Alltag sehr schwer umzusetzender Faktor. Die Laser-Doppler-Flowmetrie (LDF) soll klinisch eine Hilfe bei frisch traumatisierten Zähnen einer jungen bleibenden Dentition sein. Diese Patienten kommen als Notfälle in eine mit planmässigen Behandlungen laufende Praxis. In einer Praxis ist im zahnärztlichen Alltag kaum ein Behandlungsstuhl bei Bedarf kurzfristig frei verfügbar für die 30 minütige Akklimatisation dieser Notfallpatienten. Meist werden Notfälle zwischen zwei planmässigen Behandlungen eingeschoben. Diese benötigte Ruhezeit ist in einer zeitlich begrenzten Notfallbehandlung eine klinisch kaum umsetzbare Anforderung für die LDF-Messung. Unter Umständen fällt es einem jungen Patienten schwer, mit frisch traumatisierter Front ruhig zu sitzen um sich zu akklimatisieren und danach bei den Messungen Bewegungsartefakte zu vermeiden.

Der Hersteller gibt des Weiteren vor, dass das Kabel der Sonde nicht geknickt werden darf und während der Messung auf einem stabilen Untergrund liegen muss. Bei den hier durchgeführten in-vitro-Untersuchungen war diese Stabilität immer gewährleistet und hatte somit keinen Einfluss auf die Messresultate.

Im klinischen Alltag ist diese benötigte stabile Unterlage für das Sondenkabel schwer umzusetzen. Die Ablage der zahnärztlichen Behandlungseinheit ist meist zu klein, um das LDF-Gerät und den Computer darauf zu positionieren. Somit müssen diese Geräte auf einem in der Nähe stehenden Tisch positioniert werden. Von diesem Tisch sollte das Kabel

auf einem stabilen Untergrund zum jeweiligen Zahn geführt werden. Da der Patient durch seine Atmung in Bewegung ist, kann aufgrund möglicher Bewegungsartefakten das Kabel nicht auf dem Patienten aufliegen. Somit ist die vollständig abgestützte Kabelführung zum entsprechenden Zahn klinisch ohne grossen zusätzlichen Aufwand äusserst schwierig umzusetzen.

6.2 In-vitro-Modelle

Diverse externe Einflüsse wirken sich auf die Resultate der Laser-Doppler-Flowmetrie-Messung aus (Kapitel „2.2.1 Funktionsweise“). Daher wurde in dieser Untersuchung ein in-vitro-Modell gewählt, bei dem externe Einflussfaktoren kontrolliert werden konnten.

Unbekannte Einflussfaktoren

Die einzigen unbekannten Faktoren waren die Schmelz-Dentin-Dicke zwischen der Sonde und dem Pulpakavum, sowie das Volumen des Pulpakavums. Hierbei handelt es sich jedoch um zwei konstante Faktoren, welche für diese Fragestellung von untergeordnetem Wert sind, da die miteinander verglichenen Messwerte immer am gleichen Zahn und an der gleichen Zahnfläche durchgeführt wurden. Daher entfallen die Schmelz-Dentin-Dicke und das Pulpavolumen als mögliche Ursachen von unterschiedlichen Messresultaten.

Unterschiede zu in-vivo-Modellen

Bei in-vivo-Untersuchungen sind, nebst der Schmelz-Dentin-Dicke und dem Volumen des Pulpakavums, die Durchblutung der Nachbargewebe und die Bewegungsartefakte von wesentlicher Bedeutung. Bei dieser in-vitro-Untersuchung gab es kein lebendes orales Gewebe in der Nähe der Sonde. Es entfallen mögliche Messinterferenzen durch die Durchblutung von Nachbargeweben. Aus diesem Grund wurde in diesen Untersuchungen kein Kofferdam verwendet.

Für die Klinik stellt sich jedoch die Frage, ob der Kofferdam den Messwert durch das Abblocken der Signale aus Nachbargeweben verringert. Theoretisch ist eine extrusive Wirkung des Kofferdams auf den zu untersuchenden Zahn möglich. Dadurch entsteht eine Kraft, welche auf das apikal in den Zahn eintretende Gefässbündel Auswirkungen haben kann. Dieser Faktor könnte Teil einer zukünftigen in-vivo-Studie sein.

Um Bewegungsartefakte im in-vitro-Versuch auszuschliessen, wurde der für die Messung und Darstellung notwendige Computer auf einem separaten, zweiten Tisch positioniert. Der Motor des Pulsators wurde vor Messbeginn eingeschaltet und the Wand® Plus (The Wand® Plus, Version 7.0, Milestone Scientific, Livingston, USA) konnte mittels Fusspedal gestartet

werden. Der Tisch, auf welchem sich das Modell befand, blieb während den Messungen unberührt. Das Kabel der Messsonde war so weit als möglich aufgewickelt, es lag auf der Arbeitsfläche auf und hing folglich nicht durch. Der Pulsator und the Wand® Plus waren auf dem gleichen Tisch wie das in-vitro-Modell platziert, hatten aber wie nachfolgend im Kapitel „6.3 Interpretation der Vorversuche“ (vergl. Bewegungsartefakte) diskutiert wird, keinen Einfluss auf die erhaltenen Messwerte.

6.3 Interpretation der Vorversuche

Vorversuche mit verschiedenen Flüssigkeiten

Serie 1 (Anhang „8.1 Messserien mit verschiedenen Flüssigkeiten“, 1.Serie)

Aus den im Kapitel „4.3 Entwicklung der in-vitro-Modelle und Versuchsanordnung“ unter „Testflüssigkeit“ beschriebenen Gründen wurde Milch als Testflüssigkeit in Betracht gezogen und daher wurde ein Testversuch mit Milch durchgeführt (Kapitel „4.4.1 Vorversuche mit verschiedenen Flüssigkeiten“). Die Sonde befand sich wie bei einer vollständigen Kalibrierung in der Milch mit 3.5 % Fettgehalt (Milch, Standardisierte Vollmilch 3.5% Milchfett, 5dl UHT homogenisiert, Coop, Schweiz). Somit war die Sonde direkt in Kontakt mit der Flüssigkeit ohne dazwischen liegende Schmelzschicht, welche den Wert reduziert hätte. Zusätzlich wurde eine Messung mit Kaffeerahm (Kaffeerahm, 15% Milchfett, portioniert, UHT homogenisiert, Coop, Schweiz), welcher mit 15% einen deutlich höheren Fettgehalt hat, versucht. Dies führte jedoch zu keinen Messergebnissen. Auf dem Display des Laser-Doppler-Flowmeters erschien die Anzeige „OL“, was die Abkürzung für Overload ist (PERIMED 2009, S.60). Dies wurde so interpretiert, dass aufgrund der deutlich grösseren Fettpartikelmenge, die reflektierte Strahlung zu gross war.

Serie 2 (Anhang „8.1 Messserien mit verschiedenen Flüssigkeiten“, 2.Serie)

Da offensichtlich der Fettgehalt eine entscheidende Rolle spielt, wurde mit fettreduzierter Milch (Drink, Halbentrahmte Milch 1.5% Milchfett, 5dl UHT homogenisiert, Coop, Schweiz) eine zweite Messserie durchgeführt. Ziel dieser Serie war es herauszufinden, ob fettreduzierte Milch vielleicht doch höhere Perfusion Units-Messwerte ergibt, aufgrund der dadurch veränderten reflektierten Strahlung. Dabei zeigte sich aber, wie erwartet, dass sich mit reduziertem Fettgehalt der Milch die Messwerte ebenfalls verringern. Die erhaltenen Perfusion Units (PU) beider Messserien waren mit 3.5% fetthaltiger Milch (Milch, Standardisierte Vollmilch 3.5% Milchfett, 5dl UHT homogenisiert, Coop, Schweiz) höher als die erhaltenen PU mit Standardflüssigkeit und fettreduzierter Milch. Daher wurde

entschieden, dass die in-vitro-Versuche idealerweise mit standardisierter Milch mit 3.5% Fettgehalt durchgeführt werden.

Es bleibt offen, wie die numerischen Werte mit Blut als Testflüssigkeit ausgefallen wären.

Testmessungen Testzahn 0

Wie die Messserien (Kapitel „4.4.2 Testmessungen“, Testzahn 0) am Testzahn 0 zeigten, waren die Durchschnittswerte bei bukkal befestigter Sonde tiefer als jene bei approximaler Befestigung (Anhang „8.2 Messserien der Vorversuche, Testmessungen Testzahn 0“). Die Werte waren aber an beiden Stellen, bei allen zehn Messungen, relativ konstant.

Wie durch RAMSAY et al. (1991) bei in-vivo-Messungen gezeigt wurde (Kapitel „2.3 Sondenbefestigung“), änderten sich ihre Messwerte nicht, sofern die Messposition nur in mesio-distaler Richtung verändert wurde und die Höhe auf der Zahnkrone in inzisal-zervikaler Richtung konstant blieb.

Durch die etwas zervikalere Positionierung des approximal befestigten Sondenhalters in der Testmessung, war diese Messposition näher am zervikal gelegenen Pulpakavum als jene Messposition bukkal, was die erhöhten Messwerte erklärt. Diese Messergebnisse decken sich mit jenen von HARTMANN et al. (1996) im Kapitel „2.3 Sondenbefestigung“. Auch sie erhielten in ihren in-vivo-Untersuchungen bei zervikalere Messungen höhere Werte als bei okklusalen Messungen. Es wird vermutet, dass die lokal unterschiedliche Schmelz-Dentin-Dicke einen Einfluss auf die Messungen haben kann.

Testmessungen der Zähne 1 bis 5

Die Messungen am Testzahn 0 zeigten eine gewisse Konstanz der Messwerte innerhalb einer Serie. Diese Konstanz sollte mit den Messserien an den dafür präparierten Zähnen 1 bis 5 weiter untersucht werden. Wie in Kapitel „4.4.2 Testmessungen“ beim Absatz „Zähne 1 bis 5“ unter der Messserie 2 beschrieben, wurden die Messungen je Serie von zehn auf drei reduziert, da der Vergleich zwischen und nicht innerhalb der Serien von Interesse war. Es sollte gezeigt werden, ob der Verlauf der Messwerte aussagekräftig ist.

Durch die vier Serien wurden Manipulationen an der Sonde (wie beispielsweise das Ein- und Ausstecken aufgrund von Messpositionswechseln) simuliert. Da der Zahn, die Milch als Testflüssigkeit, sowie die Position der Sonde in allen Messserien konstant waren, hätten die Messwerte vergleichbar ausfallen müssen. Vergleicht man die bukkalen Messwerte an Zahn 1 miteinander (Anhang „8.2 Messserien der Vorversuche“, Messwerte Zahn 1), sind sehr grosse Unterschiede in den numerischen Werten ersichtlich.

In der ersten Messrunde „Messungen 1“ liegen die bukkalen Durchschnittswerte bei 12.7 bis 13.6 Perfusion Units (PU).

In den folgenden Messrunden zeigten sich die folgenden Durchschnittswerte:

- | | | |
|------------------------|--------|----------------|
| • Zahn 1 „Messungen 2“ | bukkal | 42.2 - 43.3 PU |
| • Zahn 1 „Messungen 3“ | bukkal | 51.8 - 53.1 PU |
| • Zahn 1 „Messungen 4“ | bukkal | 31.3 - 39.6 PU |

Alle Messwerte von den vier Serien an den fünf Zähnen sind ausführlich im Anhang „8.2 Messserien der Vorversuche“, unter „Messwerte der Zahn 1 bis 5“ dargestellt.

Es konnten bei gleichen Bedingungen, rein durch das Wechseln der Sonde und erneutem Anschliessen des Zahnes am Pumpsystem keine konstanten Werte erhalten werden. Ähnliche Schwankungen der erhaltenen Messwerte zeigten sich auch bei anderen Zähnen. Trotz den kontrollierbaren in-vitro-Bedingungen konnten keine ursächlichen Faktoren für die inkonstanten Werte eruiert werden. Wenn schon in vitro bei kontrollierten Bedingungen keine Reproduktion der Messwerte vorhanden ist, sollte rein der numerische Wert klinisch kein primäres Entscheidungskriterium bezüglich der Vitalität eines Zahnes darstellen. Aufgrund dieser Erkenntnis wurde auf der Suche nach einem verlässlicheren Kriterium der Pulsator entwickelt.

Bewegungsartefakte

Wie die Messwerte des Vorversuches im Anhang „8.2 Messserien der Vorversuche“ unter „Ausschluss von Bewegungsartefakten“ zeigen, konnte ein Einfluss auf die Messwerte durch die Eigenbewegung von the Wand® Plus (The Wand® Plus, Version 7.0, Milestone Scientific, Livingston, USA) und dem Pulsator (Kapitel „4.4.3 Pulsator“) ausgeschlossen werden.

Es zeigte sich bei sämtlichen Messungen das identische Bild wie in dem besagten Vorversuch: wurde der Pulsator (P) ausgeschaltet, aber the Wand® Plus (W) lief weiter (P: aus / W: ein), stiegen die Durchschnittswerte an. Grund dafür ist der – aufgrund der wegfallenden Pulsation – nun konstante Durchfluss der zufließenden Testflüssigkeit durch den Schlauch und somit durch den Zahn. Die Pulsation, welche den Milch-führenden Schlauch zyklisch komprimierte, reduzierte dadurch den Durchschnittswert. Es konnte deutlich gezeigt werden, dass der Pulsator keinen Bewegungsartefakt erzeugt. Denn wäre dies der Fall gewesen, würde nach dem Ausschalten des Pulsators – durch das Wegfallen des Bewegungsartefakts – der Durchschnittswert sinken.

Wurde the Wand® Plus (W) ebenfalls ausgeschaltet (P: aus / W: aus), sanken die Werte deutlich ab. Grund der starken Reduktion der Werte ist, dass nun keine Milch mehr in das

System gepumpt wurde. Die nun erhaltenen Messwerte liegen zwischen 2 und 4 Perfusion Units (PU) und lassen sich durch die im Pulpakavum noch immer bewegende Restmilch erklären. Somit konnte aufgezeigt werden, dass die jeweils erhaltenen Messwerte bei allen Versuchen nicht durch die Bewegung von the Wand® Plus oder dem Pulsator, sondern rein durch den Durchfluss der Milch durch den Zahn resultieren. Die Bewegungen der Geräte haben keinen Einfluss auf die Messwerte.

Zusätzlich ist zu erwähnen, dass auch dieser Versuch (Anhang „8.2 Messserien der Vorversuche“, Ausschluss von Bewegungsartefakten) aufzeigt, dass die numerischen Werte unter identischen Bedingungen starke Abweichungen aufweisen. Lediglich die Wertänderungen der Messserien haben die gleiche Tendenz.

Pulsation

Durch den Einbau des Pulsators konnte gezeigt werden, dass die Laser-Doppler-Flowmetrie (LDF) am in-vitro-Modell in der Lage ist, Unregelmässigkeiten in der Durchflussgeschwindigkeit zu messen. Durch die Pulsation kann folglich von einer Perfusion des Gewebes ausgegangen werden. Die Messung einer vorhandenen, regelmässigen Pulsation sollte somit zur klinischen Beurteilung der Vitalität dem rein numerischen Messwert vorgezogen werden.

Ein Einfluss auf die in-vitro-Messungen durch eine mögliche Erzeugung von Bewegungsartefakten bestand nicht. Wurde der Pulsator ausgeschaltet, stiegen die Durchschnittsmesswerte aufgrund des nun konstanten Durchflusses durch den Zahn an (Anhang „8.2 Messserien der Vorversuche“, Ausschluss von Bewegungsartefakten). Wie in Kapitel „2.2 Laser-Doppler-Flowmetrie“ erwähnt, beschreibt GAZELIUS et al. (1986), dass in avitalen Zähnen die herzsclagsynchronen Pulsationen nicht vorhanden waren. Obschon diverse Autoren zu diversen Ergebnissen kommen bezüglich der LDF Messung (Kapitel „2.2 Laser-Doppler-Flowmetrie“), ist das Resultat von dem in-vivo-Versuch von GAZELIUS et al. (1986) ein entscheidender Hinweis. Obwohl die Gingiva in unmittelbarer Nähe war, ist die Pulsation bei ihren Messungen von avitalen Zähnen nicht vorhanden gewesen. Diese Erkenntnis, dass auch in vivo die Pulsation bei avitalen Zähnen nicht vorhanden ist, unterstreicht die Ergebnisse dieser Arbeit. Die Pulsation – und nicht der numerische Wert – ist jene Grösse, die bei der Laser-Doppler-Flowmetrie-Messung den entscheidenden Hinweis zur Beurteilung der Vitalität darstellt.

Die von JAFARZADEH (2009) beschriebene Möglichkeit, den numerischen Wert von vitalen mit avitalen Zähnen zu vergleichen, halten SOO-AMPON et al. (2003) für ungeeignet. Sie begründen dies mit den unterschiedlichen optischen Eigenschaften einer vitalen, gegenüber

einer avitalen Pulpa. Dies ist ein weiteres Argument, welches für die Relevanz der Pulsation des LDF-Messwertes spricht.

Einfluss durch befeuchteten Sondenhalter

Wie im Kapitel „4.4.4 Befeuchteter Sondenhalter“ beschrieben, zeigen die Messungen im Anhang „8.2 Messserien der Vorversuche“ unter „Messungen mit Standardflüssigkeit und Milch, bei befeuchtetem und trockenem Sondenhalter“, dass die Feuchtigkeit der Zahnoberfläche sowie des Sondenhalters einen wesentlichen Einfluss auf die Höhe des Messwertes hat.

Die Messungen mit einer befeuchteten Oberfläche ergeben Messwerte, die jeweils um etwa zehn Perfusion Units (PU) höher sind als jene Messungen mit trockener Oberfläche.

Der Anstieg der gemessenen PU bei befeuchtetem Sondenhalter zeigt sich unabhängig der Testflüssigkeit und ist daher bei den besagten Messungen sowohl mit Milch als auch mit Standardflüssigkeit sichtbar. Befindet sich jedoch eine geringe Luftschicht zwischen gewissen Bereichen der flachen Sonde und der meist etwas gewölbten Zahnoberfläche, sind die Messwerte tiefer.

Dieser Effekt lässt sich durch die Brechung des Laserstrahles beim Passieren der verschiedenen Medien erklären. Sind mehrere Mediensprünge (Sonde-Luft-feuchter Schmelz) nötig, wird der Strahl schwächer. Durch eine wässrige Schicht (in Form von Wasser oder einem Gel) lässt sich die Überleitung des Laserstrahles in den feuchten Schmelz vereinfachen, was zu höheren Messwerten führt. Das Wasser dient somit als Leitmedium für die Laserstrahlen.

Diese Feststellung führte dazu, dass bei der Untersuchung der verschiedenen Befestigungsvarianten die Sondenhalter immer mit Leitungswasser befeuchtet wurden (Kapitel „4.5 Untersuchte Befestigungsvarianten“).

Bei der klinischen Anwendung eines Laser-Doppler-Flowmeters sollte deshalb ebenfalls darauf geachtet werden, dass der Sondenhalter sowie der zu messende Zahn an der Oberfläche befeuchtet sind.

Die drei Messungen mit Standardflüssigkeiten und Milch (Anhang „8.2 Messserien der Vorversuche“, Messungen mit Standardflüssigkeit und Milch, bei befeuchtetem und trockenem Sondenhalter) zeigen keinen Unterschied bei Milch aus drei unterschiedlichen Packungen. Die Streuung der Messwerte war bei den Messungen mit Milch im gleichen, geringen Ausmass wie bei den Messungen mit der Standardflüssigkeit. Da sich sowieso die Pulsation und nicht der reine Messwert als Entscheidungskriterium herausstellte, wurde auf mehrere Messungen dieses Vorversuches verzichtet.

Im Vergleich zum ersten Vorversuch mit unterschiedlich fetthaltiger Milch (Kapitel „4.4.1 Vorversuche mit verschiedenen Flüssigkeiten“ und Anhang „8.1 Messserien mit verschiedenen Flüssigkeiten“, 1. + 2. Serie) fielen die Messwerte hier (Anhang „8.2 Messserien der Vorversuche“, Messungen mit Standardflüssigkeit und Milch, bei befeuchtetem und trockenem Sondenhalter) geringer aus. Dies ist bedingt durch die unterschiedliche Versuchsanordnung: in diesem Versuch wurde die Messsonde in dem Sondenhalter am Zahn positioniert, während im vorangegangenen Vorversuch die Sonde direkt in die Flüssigkeit ragte und sich keine Schmelzschicht zwischen der Testflüssigkeit und der Laser-Messsonde befand.

6.4 Beurteilung der Befestigungsvarianten und der Messresultate

Einzelzahn-Silikonschiene

Der Vorteil der Silikonschiene ist die Reproduzierbarkeit der genauen Sondenposition, sowie die einfache Fixation der Sonde auf der Zahnoberfläche aufgrund des Loches in der Silikonschiene.

Es ist nicht auszuschliessen, dass die Sondenbefestigung wie von JAFARZADEH (2009) empfohlen, mittels einer Schiene aus hochviskösem Material, in vivo die beste Fixation der Sonde darstellt. Jedoch sind direkt nach einem Trauma die Schmerzen und die Bewegung durch die Abdrucknahme sowie die erneuten Schmerzen bei der Insertion der starren Schiene zu berücksichtigen. Zudem ist der zahntechnische Aufwand – durch die Abdrucknahme, die Anpassung der Schiene und das Bohren eines Loches zur Sondenfixation – nicht zu unterschätzen.

Diese Faktoren sind der Grund, weshalb nach einer weniger schmerzhaften und einfacher herstellbaren Befestigungsalternative für die Sonde gesucht wurde.

Tofflemire-Matrize mit Sondenhalter

Mit wenigen Handgriffen kann die Tofflemire-Matrize so adaptiert werden, dass der Sondenhalter platziert werden kann und Messungen möglich sind. Es muss kein Abdruck genommen werden und somit ist auch kein Abwarten nötig bis eine Masse abgebunden hat. Die Herstellung ist also deutlich einfacher und schneller als bei einer Einzelzahn-Silikonschiene.

Je nach Grösse des Zahnes und der Tofflemire-Matrize sollte bei Nähe zur Gingiva, die Matrize zusätzlich zum Kofferdam ebenfalls in den gingivalen Sulkus zu liegen kommen. Der

Zahn – und insbesondere die Stelle zwischen Zahn und Sondenhalter – muss nass sein, damit eine optimale Signalübertragung stattfindet.

T-Matrize mit Sondenhalter

Gleichermassen wie bei der Tofflemire-Matrize ist auch bei der T-Matrize die Herstellung zur Sondenbefestigungsvariante einfach und schnell. Zudem ist die T-Matrize eine gute Alternative zur Tofflemire-Matrize, falls diese in der Praxis nicht verwendet wird.

Die T-Matrize kann durch die Faltung ideal an den Zahn angepasst werden, jedoch ist der Zug auf die Matrize und damit die Fixierung am Zahn geringer als bei der Tofflemire-Matrize. Bei der Aufbewahrung der T-Matrize sollte darauf geachtet werden, dass die Matrize nicht zerdrückt wird. Ansonsten muss sie vor erneuter Anwendung zuerst zurechtgebogen werden. Dies kann einen Einfluss auf die Matrizenform haben und somit auch auf die nachfolgende Position am Zahn.

Manuelle Positionierung der Sonde

Der grösste Vorteil der manuellen Positionierung der Sonde ist der nicht vorhandene zahntechnische Aufwand. Es kann ohne weiteres direkt gemessen werden, wobei sich natürlich auch hier die zusätzliche Isolation der Gingiva mittels Kofferdam empfiehlt.

Der grosse Nachteil dieser Positionierung ist die Bewegung, welche durch die Hand des Untersuchers ins System einfließen kann, sei dies in Form des rhythmischen Fingerpulses oder durch Bewegungsartefakte, welche durch die gesamte Hand des Untersuchers erzeugt werden. Um einen möglichen optischen Einfluss auf die Messwerte durch die Fingerdurchblutung zu minimieren, wurden weisse Handschuhe aus Latex zur optischen Isolation getragen.

Interpretation der Messergebnisse

Die Abbildungen der Messverläufe in Kapitel „5 Resultate der Befestigungsvarianten“ (Abb. 18 bis 23) zeigen bei allen vier Befestigungsvarianten deutlich die Pulsation. Aus Gründen der Übersicht wurden jeweils die Abbildungen 18 bis 23 auf die Grösse einer halben Seite verkleinert. Dadurch wurde die Zeiteinheit auf der x-Achse verkleinert, was die Periodendauer der Pulsation in diesen Abbildungen verkürzt erscheinen lässt. Zum Verständnis ist eine vergrösserte Darstellung des Messverlaufes mit entsprechend angepasster x-Achse am Beispiel der Tofflemire-Matrize in Abbildung 24 (Kapitel „5 Resultate der Befestigungsvarianten“) dargestellt. Diese Abbildung zeigt stellvertretend für alle Befestigungsvarianten die in all den Messserien 1 bis 6 vorhandene Pulsation deutlich auf. Somit eignen sich zur Erkennung des Pulses alle vier getesteten Befestigungsvarianten.

Um die Befestigungsvarianten dennoch vergleichen zu können, wurden die numerischen Messwerte der entsprechenden Bereiche aus den Abbildungen 18 bis 23 in der Tabelle 1 aufgelistet. Die Messwerte in Tabelle 1 (Kapitel „5 Resultate der Befestigungsvarianten“) zeigen, dass auch in diesem Versuch die Streuung der numerischen Messwerte trotz konstanten Bedingungen enorm ist. Bei dem grünen Silikon ist der tiefste Durchschnittswert bei 28.34 Perfusion Units (PU; 1. Messung) und der maximale Durchschnittswert bei 43.30 PU (6. Messung). Im Vergleich dazu liegen bei der T-Matrize der tiefste Wert bei 26.80 PU (6. Messung) und der maximale Durchschnittswert bei 59.61 PU (2. Messung). Dies obwohl unter konstanten Bedingungen am gleichen Zahn auf der gleichen Fläche gemessen wurde. Wie sich bereits in den Vorversuchen (Kapitel „4.4 .2 Testmessungen“, Zähne 1 bis 5) zeigte, besteht beim numerischen Wert keine Konstanz. Daher kann nicht festgestellt werden, ob die Werte zwischen den unterschiedlichen Befestigungsvarianten aufgrund der Befestigung der Sonde oder aufgrund der Inkonzanz der Messwerte variieren.

Diese Ergebnisse sind ähnlich jener von RAMSAY et al. (1991), die ebenfalls – trotz gleicher Bedingungen – keine konstanten Messwerte über verschiedene Sitzungen erhielten (Kapitel „2.3 Sondenbefestigung“). Jedoch handelte es sich dort um einen in-vivo-Versuch. Es kann nicht ausgeschlossen werden, dass sogar geringe Änderungen der Luftfeuchtigkeit oder minime gebäudebedingte Vibrationen einen Einfluss auf den numerischen Messwert haben.

Statistische Auswertung

Obwohl die Messungen der Vorversuche und der Befestigungsvarianten immer unter den gleichen Bedingungen und an den gleichen Zähnen durchgeführt wurden, zeigten die Messwerte eine sehr starke Streuung und waren nicht reproduzierbar. Nur wenn die Messungen direkt nacheinander ohne Änderungen am System durchgeführt wurden, blieben die Werte konstant.

Da trotz gleichen Bedingungen in verschiedenen Sitzungen keine reproduzierbaren Messwerte erhalten wurden, stellt sich die Frage, ob das Gerät für die angestrebten Messungen zum Vergleich von numerischen Messwerten in verschiedenen Sitzungen überhaupt geeignet ist.

Folglich erübrigte sich eine statistische Auswertung, da die numerischen Werte weder aussagekräftig noch von Interesse sind.

6.5 Klinische Relevanz und Empfehlung

Die Messungen am entwickelten in-vitro-Modell zeigen, dass die mit dem Laser-Doppler-Flowmeter (LDF) gemessenen Werte schwer reproduzierbar und die Faktoren für die fehlende Reproduzierbarkeit der Messwerte in der vorliegenden Versuchsanordnung nicht identifizierbar sind.

Mit dem verwendeten LDF-Gerät lässt sich die Blutflussmenge nicht quantifizieren, jedoch lässt sich die Pulsation in vitro mit jeder der vier Befestigungsvarianten messen. Das Potential der Laser-Doppler-Flowmetrie besteht somit nicht in der Ausgabe numerischer Werte, sondern in der Messung der – in einem vitalen Zahn immer vorhandenen – Pulsation. Gelingt eine saubere Abschirmung der Nachbargewebe, kann der Puls im Pulpakavum als Zeichen der Vitalität gedeutet werden. Zwischen den verschiedenen Sitzungen darf aber nicht die Höhe der Pulsation verglichen und beurteilt werden, da diese auf den inkonstanten numerischen Messwerten basiert. Allein die vorhandene Pulsation ist entscheidend. Klinisch könnten Fehlinterpretationen eines Pulpatests aufgrund veränderter, falschpositiver oder falschnegativer Messwerte erhebliche Konsequenzen haben. Es kann zu einer unnötigen Wurzelkanalbehandlung oder zu einem nicht behandelten, avitalen Zahn kommen, wobei letzteres eine Resorption zur Folge haben kann (ABD-ELMEGUID & YU 2009). Daher sind die inkonstanten numerischen Werte zur Beurteilung der Vitalität eines Zahnes nicht geeignet.

Empfehlungen für die Klinik

Um Messfehler durch Interferenzen von durchbluteten Nachbargeweben auszuschliessen, empfiehlt sich für die Klinik die Abschirmung der Nachbargewebe mittels Anwendung von dickem, dunklem Kofferdam (Kapitel „2.3 Sondenbefestigung“, Befestigungsmöglichkeiten) und die Befestigung mittels einer Stahlmatrize und einem Sondenhalter (Kapitel „4.5 Untersuchte Befestigungsvarianten“, Tofflemire-Matrize). Ist jedoch aufgrund des Traumas eine Schienung des Zahnes indiziert, kann ohne weiteres die erste LDF-Messung mit manueller Positionierung durchgeführt werden.

Zudem ist für eine optimale Signalübertragung darauf zu achten, dass die Sonde möglichst dicht an der Zahnoberfläche anliegt, ohne dass sich Luft dazwischen befindet. Die Vermeidung von Lufteinschlüssen lässt sich durch Befeuchtung mit Wasser oder durch die Applikation eines Gels umsetzen.

Die exakte Position der Sonde auf dem Zahn ist – wie schon von STOIANOVICI et al. (2011) gezeigt – nicht primär relevant zur Blutflussbeurteilung, jedoch ist eine möglichst reproduzierbare Messstelle erstrebenswert. Dies lässt sich bei der Verwendung einer Stahlmatrize zur Sondenbefestigung zum Beispiel mittels einer Fotodokumentation einfach

umsetzen. Es ist vorteilhaft, wenn die angefertigte Matrize, inklusive Sondenhalter, nach der Behandlung in einer mit den Patientenangaben beschrifteten Schachtel oder Schale aufbewahrt wird. Bei nachfolgenden Messungen kann somit die gleiche Matrize wieder verwendet werden.

6.6 Fazit

Es stellte sich heraus, dass das Vorhandensein einer – durch das entwickelte in-vitro-Modell – fließenden Flüssigkeit indirekt durch den Nachweis eines Pulses gezeigt werden kann. Auf das Gerät bezogen bedeutet dies, dass das Potential der Laser-Doppler-Flowmetrie zur Bestimmung der Vitalität eines Zahnes darin besteht, einen vorhandenen Pulsverlauf zu erkennen.

Für den klinischen Alltag ist folglich das Messen des durch den Zahn fließenden Blutes in Form der Pulsation und nicht die Höhe des numerischen Messwertes entscheidend. Somit darf auch nicht die Höhe der Pulsation zwischen den verschiedenen Sitzungen in den klinischen Entscheidungsprozess einfließen. Es ist rein das Vorhandensein der Pulsation entscheidend. Zudem muss sichergestellt werden, dass die umliegenden Gewebe gut isoliert werden, um einzig den Puls des Zahnes zu messen.

7 Literaturverzeichnis

Abd-Elmeguid A, Yu DC: Dental pulp neurophysiology: Part 2. Current diagnostic tests to assess pulp vitality. *Journal of Canadian Dental Association* 75: 139-143 (2009)

Akpinar KE, Er K, Polat S, Polat NT: Effect of Gingiva on Laser Doppler Pulpal Blood Flow Measurements. *Journal of Endodontics* 30: 138-140 (2004)

Andreasen JO, Andreasen FM: Textbook and color atlas of traumatic injuries to the teeth, third edition, Munksgaard Copenhagen Dänemark (1994)

Drefs M, Steffen H: Sensibilitätstest in der Endodontie. *Endodontie Repetitorium*. Quintessenz 65: 1215-1219 (2014)

Emshoff R, Moschen I, Strobl H: Use of laser Doppler flowmetry to predict vitality of luxated or avulsed permanent teeth. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 98: 750-755 (2004)

Gazelius B, Olgart L, Edwall B, Edwall L: Non-invasive recording of blood flow in human dental pulp. *Endodontics & Dental Traumatology* 2: 219-221 (1986)

Gazelius B, Olgart L, Edwall B: Restored vitality in luxated teeth assessed by laser Doppler flowmeter. *Endodontics & Dental Traumatology* 4: 265-268 (1988)

Gopikrishna V, Tinagupta K, Kandaswamy D: Comparison of electrical, thermal, and pulse oximetry methods for assessing pulp vitality in recently traumatized teeth. *Journal of Endodontics* 33: 531-535 (2007)

Hartmann A, Azérad J, Boucher Y: Environmental effects on laser Doppler pulpal blood-flow measurements in man. *Archives of Oral Biology* 41: 333-339 (1996)

Jafarzadeh H: Laser Doppler flowmetry in endodontics: a review. *International Endodontic Journal* 42: 476-490 (2009)

Jafarzadeh H, Abbott PV: Review of pulp sensibility tests. Part I: general information and thermal tests. *International Endodontic Journal* 43: 738-762 (2010)

Jud ML: Laser-Doppler-Flowmetrie – Eine Methode zum Vitalitätsmonitoring bei jungen bleibenden Zähnen nach Trauma. Masterarbeit an der Universität Zürich, 1-45 (2014)

Karayilmaz H, Kirzioğlu Z: Comparison of the reliability of laser Doppler flowmetry, pulse oximetry and electric pulp tester in assessing the pulp vitality of human teeth. Journal of Oral Rehabilitation 38: 340-347 (2011)

Lendenmann J: Der Zauberstab, Die Injektionsspritze – neu erfunden. Dental Tribune Swiss Edition. 5A: 17-18 (2008)

Perimed AB: PeriSoft for Windows, Software version 2.50, Extended User Manual. English: 1-56 (2006)

Perimed AB: PeriFlux System 5000, Instrument version 1.70-1.79, User Manual. English: 1-12 (2007)

Perimed AB: PeriFlux System 5000, Instrument version 1.70-1.79, Extended User Manual. English: 1-74 (2009)

Ramsay DS, Artun J, Martinen SS: Reliability of Pulpal Blood-flow Measurements Utilizing Laser Doppler Flowmetry. Journal of Dental Research 70: 1427-1430 (1991)

Roeykens H, De Moor R: The use of laser Doppler flowmetry in paediatric dentistry. European Archives of Paediatric Dentistry 12: 85-89 (2011)

Roy E, Alliot-Licht B, Dajeau-Trudaud S, Fraysse C, Jean A, Armengol V: Evaluation of the ability of pulp vitality in general dental practice. Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology 106: 615-620 (2008)

Setzer FC, Challagulla P, Kataoka SHH, Trope M: Effect of tooth isolation on laser Doppler readings. International Endodontic Journal 46: 517-522 (2013)

Soo-ampon S, Vongsavan N, Soo-ampon M, Chuckpaiwong S, Matthews B: The sources of laser Doppler blood-flow signals recorded from human teeth. Archives of Oral Biology 48: 353-360 (2003)

Stoianovici C, Wilder-Smith P, Choi B: Assessment of pulpal vitality using laser speckle imaging. *Lasers in Surgery and Medicine* 43: 833-837 (2011)

Wilder-Smith PEEB: A new method for the non-invasive measurement of pulpal blood flow. *International Endodontic Journal* 21: 307-312 (1988)

Yanpiset K, Vongsavan N, Sigurdsson A, Trope M: Efficacy of laser Doppler flowmetry for the diagnosis of revascularization of reimplanted immature dog teeth. *Dental Traumatology* 17: 63-70 (2001)

8 Anhang

8.1 Messserien mit verschiedenen Flüssigkeiten

1. Serie: Messungen mit verschiedenen Flüssigkeiten ohne Zahn

	Durchschnitt (PU)	Max (PU)	Min (PU)	Zeitdauer (s)	
Standardflüssigkeit					
1	239.47	273.62	222.23	19.99	
Milch 3.5% Fett					
2	287.13	305.33	274.44	19.99	
Kaffeerahm 15% Fett					
3	0.00	0.00	0.00	19.99	Overload

2. Serie: Messungen mit verschiedenen Flüssigkeiten ohne Zahn

	Durchschnitt (PU)	Max (PU)	Min (PU)	Zeitdauer (s)	
Ausführl. Kalibrierung					
	250 +-15 PU		0+-1		
Standardflüssigkeit					
1	250.39	275.76	232.39	19.96	
Nullwert-Standardblock					
2	-0.25	1.13	-1.59	19.96	
Standardflüssigkeit					
3	247.42	263.92	235.63	19.96	
Nullwertblock					
4	-0.09	2.84	-1.77	19.96	
Milch 3.5% Fett					
5	266.06	282.96	252.47	19.96	
Drinkmilch 1.5% Fett					
6	242.78	253.24	223.85	19.99	
Himbeermilch (rosa) 0.5% Fett					
7	23.85	59.11	17.30	19.99	

8.2 Messserien der Vorversuche

Testmessungen Testzahl 0

geklebt bukk	Durchschnitt (PU)	Max (PU)	Min (PU)	Zeitdauer (s)
1	44.16	46.75	41.81	19.99
2	44.08	46.20	41.11	19.99
3	43.70	46.39	40.86	19.99
4	43.10	45.90	40.47	19.99
5	43.37	45.75	40.71	19.99
6	42.94	45.23	39.86	19.99
7	42.91	46.81	40.77	19.99
8	43.09	45.38	40.28	19.99
9	43.22	45.75	40.77	19.99
10	43.44	46.14	40.99	19.99

geklebt appr	Durchschnitt (PU)	Max (PU)	Min (PU)	Zeitdauer (s)
1	51.80	54.72	49.47	19.99
2	52.69	55.73	50.23	19.99
3	52.06	54.05	49.53	19.99
4	52.16	54.44	49.29	19.99
5	51.87	54.38	49.35	19.99
6	52.11	54.87	49.84	19.99
7	52.25	54.78	50.29	19.99
8	52.63	54.84	50.75	19.99
9	52.54	54.47	50.26	19.99
10	52.42	55.24	49.77	19.99

Messwerte der Zähne 1 bis 5 (die schwarzen horizontalen Linien innerhalb einer Serie kennzeichnen Messunterbrüche gem. Kapitel „4.4.2 Testmessungen“, Zähne 1 bis 5)

Zahn 1						Zahn 1					
Messungen 1						Messungen 1					
Bukkal	Durchschnitt (PU)	Max (PU)	Min (PU)	Zeitdauer (s)		Approximal	Durchschnitt (PU)	Max (PU)	Min (PU)	Zeitdauer (s)	
1	12.90	13.95	11.75	19.99		1	11.01	13.43	9.28	19.99	
2	13.12	14.01	12.36	19.99		2	10.24	11.90	8.91	19.99	
3	13.08	14.13	12.18	19.99		3	10.17	11.02	9.09	19.99	
4	13.23	14.22	10.86	19.99		4	9.77	10.62	8.21	19.99	
5	13.59	14.89	12.75	19.99		5	9.29	10.71	8.18	19.99	
6	13.13	14.04	12.39	19.99		6	8.95	10.07	7.93	19.99	
7	13.39	14.37	12.24	19.99		7	8.74	9.64	7.87	19.99	
8	13.58	14.59	12.12	19.99		8	8.80	9.70	7.57	19.99	
9	12.81	13.61	11.11	19.99		9	8.80	10.35	7.84	19.99	
10	12.76	13.55	11.72	19.99		10	8.80	10.25	7.81	19.99	
Messungen 2						Messungen 2					
1	43.28	45.96	39.64	19.99		1	21.76	23.04	20.26	19.99	
2	42.57	45.38	39.86	19.99		2	21.83	23.5	20.45	19.99	
3	42.22	45.59	38.48	19.99		3	21.64	23.41	19.74	19.99	
Messungen 3						Messungen 3					
1	52.82	56.95	49.59	19.99		1	15.04	16.66	13.34	19.99	
2	51.88	54.63	48.95	19.99		2	12.74	15.53	11.17	19.99	
3	53.09	56.76	50.32	19.99		3	15.58	17.33	13.76	19.99	
Messungen 4						Messungen 4					
1	39.57	43.61	33.75	19.99		1	21.12	23.96	16.45	19.99	
2	39.39	42.45	35.22	19.99		2	21.66	24.26	17.52	19.99	
3	31.33	33.54	29.17	19.99		3	13.70	14.95	12.30	19.99	
4	31.94	33.48	30.21	19.99		4	13.85	15.32	12.60	19.99	

Zahn 2						Zahn 2					
Messungen 1						Messungen 1					
Bukkal	Durchschnitt (PU)	Max (PU)	Min (PU)	Zeitdauer (s)		Approximal	Durchschnitt (PU)	Max (PU)	Min (PU)	Zeitdauer (s)	
1	20.08	22.43	17.58	19.99		1	31.49	33.91	28.63	19.99	
2	21.20	23.53	18.34	19.99		2	31.61	33.57	29.33	19.99	
3	20.91	22.95	19.20	19.99		3	31.39	33.36	27.40	19.99	
4	20.86	23.44	19.26	19.99		4	31.16	33.14	27.56	19.99	
5	20.88	23.13	18.55	19.99		5	31.49	34.00	29.33	19.99	
6	21.00	23.16	18.80	19.99		6	31.62	33.39	28.84	19.99	
7	20.59	22.13	18.74	19.99		7	31.78	34.39	28.93	19.99	
8	20.66	22.49	18.71	19.99		8	31.70	34.12	28.08	19.99	
9	20.66	22.25	18.95	19.99		9	31.72	34.06	28.35	19.99	
10	20.45	22.80	18.55	19.99		10	31.53	33.20	28.66	19.99	
Messungen 2						Messungen 2					
1	30.28	31.98	28.26	19.99		1	31.12	33.66	29.54	19.99	
2	30.81	33.60	28.93	19.99		2	31.66	33.36	29.72	19.99	
3	29.66	32.59	26.67	19.99		3	31.63	33.26	29.42	19.99	
Messungen 3						Messungen 3					
1	53.14	57.43	49.01	19.99		1	35.21	37.20	32.93	19.99	
2	65.77	69.03	62.29	19.99		2	31.10	33.05	28.84	19.99	
3	66.92	70.50	61.71	19.99		3	31.52	33.26	29.42	19.99	
Messungen 4						Messungen 4					
1	89.44	94.76	84.14	19.99		1	36.11	37.66	34.12	19.99	
2	90.04	94.64	85.27	19.99		2	35.94	38.42	33.75	19.99	
3	60.44	63.14	56.52	19.99		3	32.19	34.61	29.39	19.99	
4	59.95	62.44	56.24	19.99		4	31.21	33.08	29.02	19.99	

Zahn 3						Zahn 3					
Messungen 1						Messungen 1					
Bukkal	Durchschnitt (PU)	Max (PU)	Min (PU)	Zeitdauer (s)		Approximal	Durchschnitt (PU)	Max (PU)	Min (PU)	Zeitdauer (s)	
1	46.96	51.64	44.10	19.99		1	19.90	21.09	18.49	19.99	
2	47.97	51.06	44.95	19.99		2	19.67	21.21	18.74	19.99	
3	47.18	49.87	43.67	19.99		3	19.76	21.12	18.71	19.99	
4	47.49	50.54	44.77	19.99		4	18.69	20.05	17.18	19.99	
5	48.46	52.31	45.47	19.99		5	15.37	18.34	13.52	19.99	
6	45.91	48.83	43.43	19.99		6	16.41	17.46	15.20	19.99	
7	45.93	48.95	44.16	19.99		7	16.46	18.25	15.11	19.99	
8	45.79	48.25	43.27	19.99		8	17.13	18.28	16.02	19.99	
9	45.97	48.07	43.61	19.99		9	16.38	17.82	14.10	19.99	
10	46.22	49.59	42.63	19.99		10	17.84	19.20	16.39	19.99	
Messungen 2						Messungen 2					
1	61.44	65.12	58.53	19.99		1	25.98	28.20	24.51	19.99	
2	61.41	65.12	58.04	19.99		2	25.41	27.13	23.83	19.99	
3	61.45	64.64	57.59	19.99		3	25.13	26.98	23.35	19.99	
Messungen 3						Messungen 3					
1	65.29	69.06	61.71	19.99		1	11.06	12.79	9.67	19.99	
2	66.03	69.06	62.50	19.99		2	11.54	12.79	10.07	19.99	
3	67.58	70.77	64.24	19.99		3	10.48	12.12	9.09	19.99	
Messungen 4						Messungen 4					
1	91.63	96.56	86.15	19.99		1	30.11	34.33	24.57	19.99	
2	91.15	94.73	85.91	19.99		2	29.37	32.56	24.96	19.99	
3	47.01	49.56	45.11	19.99		3	34.23	36.13	31.31	19.99	
4	47.33	50.17	44.37	19.99		4	33.80	35.80	31.07	19.99	

Zahn 4				
Messungen 1				
Bukkal	Durchschnitt (PU)	Max (PU)	Min (PU)	Zeitdauer (s)
1	11.46	12.57	10.19	19.99
2	11.43	12.51	10.31	19.99
3	11.47	12.66	10.53	19.99
4	11.44	12.39	10.25	19.99
5	11.47	12.54	10.50	19.99
6	11.60	12.48	10.68	19.99
7	11.47	12.54	10.59	19.99
8	11.50	12.27	10.65	19.99
9	11.41	12.54	10.13	19.99
10	11.47	12.66	10.31	19.99
Messungen 2				
1	12.43	14.37	10.74	19.99
2	13.21	14.43	11.93	19.99
3	13.21	15.23	11.81	19.99
Messungen 3				
1	14.11	15.53	13.06	19.99
2	13.89	15.17	12.73	19.99
3	14.13	15.14	13.09	19.99
Messungen 4				
1	12.81	14.25	11.75	19.99
2	13.23	14.25	11.99	19.99
3	12.06	13.40	10.28	19.99
4	12.50	13.79	10.99	19.99

Zahn 4				
Messungen 1				
Approximal	Durchschnitt (PU)	Max (PU)	Min (PU)	Zeitdauer (s)
1	24.93	26.28	23.25	19.99
2	25.30	26.49	24.05	19.99
3	25.47	26.92	23.77	19.99
4	25.74	26.89	24.08	19.99
5	25.57	27.01	23.35	19.99
6	25.77	27.22	23.83	19.99
7	25.72	27.44	24.29	19.99
8	25.81	27.22	23.35	19.99
9	25.96	27.37	24.17	19.99
10	25.83	27.25	24.44	19.99
Messungen 2				
1	25.22	26.61	23.90	19.99
2	23.12	24.35	21.82	19.99
3	22.08	23.10	20.20	19.99
Messungen 3				
1	23.52	24.72	22.19	19.99
2	23.58	25.02	22.55	19.99
3	23.88	24.93	22.74	19.99
Messungen 4				
1	24.47	25.67	22.95	19.99
2	24.34	25.79	22.74	19.99
3	24.79	26.67	23.62	19.99
4	24.57	25.79	23.25	19.99

Zahn 5						Zahn 5					
Messungen 1						Messungen 1					
Bukkal	Durchschnitt (PU)	Max (PU)	Min (PU)	Zeitdauer (s)		Approximal	Durchschnitt (PU)	Max (PU)	Min (PU)	Zeitdauer (s)	
1	26.49	27.98	25.05	19.99		1	30.90	32.59	29.51	19.99	
2	28.30	30.46	26.64	19.99		2	30.64	32.01	28.99	19.99	
3	29.26	31.52	26.86	19.99		3	30.66	32.41	28.84	19.99	
4	30.01	31.74	28.08	19.99		4	30.40	31.62	29.11	19.99	
5	30.15	32.07	28.23	19.99		5	30.40	31.98	28.87	19.99	
6	30.92	32.56	28.87	19.99		6	30.33	32.01	29.02	19.99	
7	30.78	32.26	29.05	19.99		7	30.50	32.20	28.75	19.99	
8	31.16	33.05	29.02	19.99		8	30.50	32.10	29.08	19.99	
9	33.20	35.16	31.07	19.99		9	30.72	31.98	29.30	19.99	
10	33.13	35.43	31.46	19.99		10	30.84	32.23	29.36	19.99	
Messungen 2						Messungen 2					
1	29.05	31.74	26.92	19.99		1	29.83	31.80	28.32	19.99	
2	28.99	31.25	27.59	19.99		2	30.25	31.65	28.63	19.99	
3	29.16	31.22	27.53	19.99		3	30.69	32.32	29.39	19.99	
Messungen 3						Messungen 3					
1	38.43	40.53	36.44	19.99		1	31.78	33.20	30.37	19.99	
2	39.05	41.23	36.93	19.99		2	38.76	40.50	36.77	19.99	
3	38.27	40.74	35.31	19.99		3	38.73	40.34	37.35	19.99	
Messungen 4						Messungen 4					
1	37.12	39.28	35.31	19.99		1	34.39	36.56	32.65	19.99	
2	36.49	38.73	34.45	19.99		2	33.99	36.19	32.26	19.99	
3	40.39	43.03	37.90	19.99		3	44.31	46.75	41.69	19.99	
4	40.29	42.60	37.51	19.99		4	42.30	44.28	40.92	19.99	

Ausschluss von Bewegungsartefakten

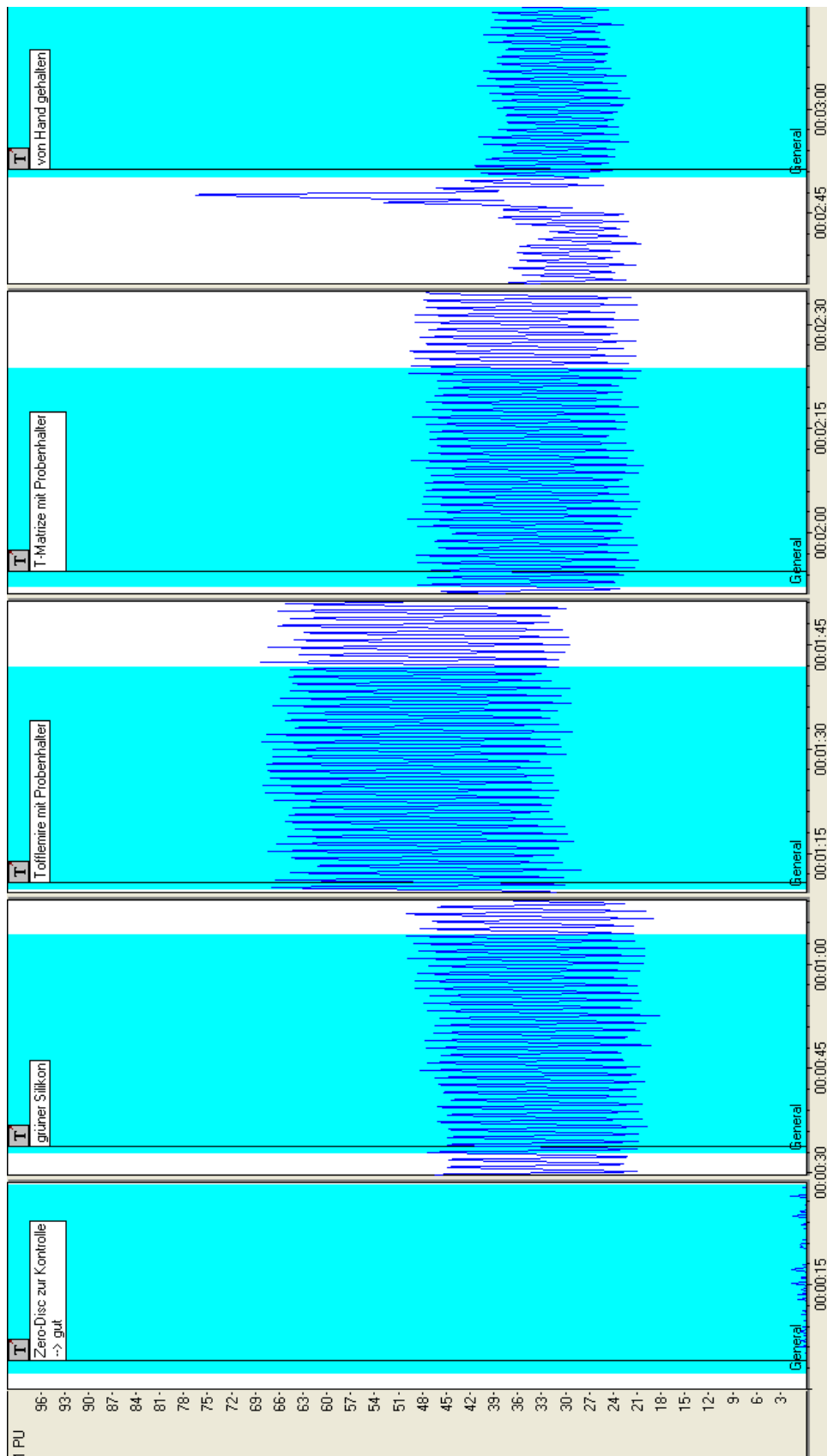
Pulsator + TheWand	P: ein / W: ein	P: aus / W: ein	P: aus / W: aus	
ein / aus				Zero vor Start bei Mean: -0.39
1) Messserie				
Durchschnitt (PU)	48.58	59.41	3.74	Bei allen 3 Versuchen fix:
Max (PU)	72.48	63.29	5.58	T: 23.5 Grad H: 54%
Min (PU)	30.58	56.03	1.46	bukkal, befeuchtet,
Standardabw.	9.75	1.23	0.79	oberes Drittel der Krone
Zeitdauer (s)	26.13	27.65	20.03	Putty als Halter
2) Messserie				
Durchschnitt (PU)	30.42	42.98	2.34	
Max (PU)	44.89	45.50	3.45	
Min (PU)	17.64	40.01	1.19	
Standardabw.	7.53	0.90	0.44	
Zeitdauer (s)	30.44	30.47	31.81	
3) Messserie				
Durchschnitt (PU)	31.61	46.49	2.92	
Max (PU)	45.72	50.60	4.58	
Min (PU)	17.82	43.58	1.13	
Standardabw.	8.31	1.20	0.69	
Zeitdauer (s)	28.95	25.39	21.42	

Messungen mit Standardflüssigkeit und Milch, bei befeuchtetem und trockenem Sondenhalter

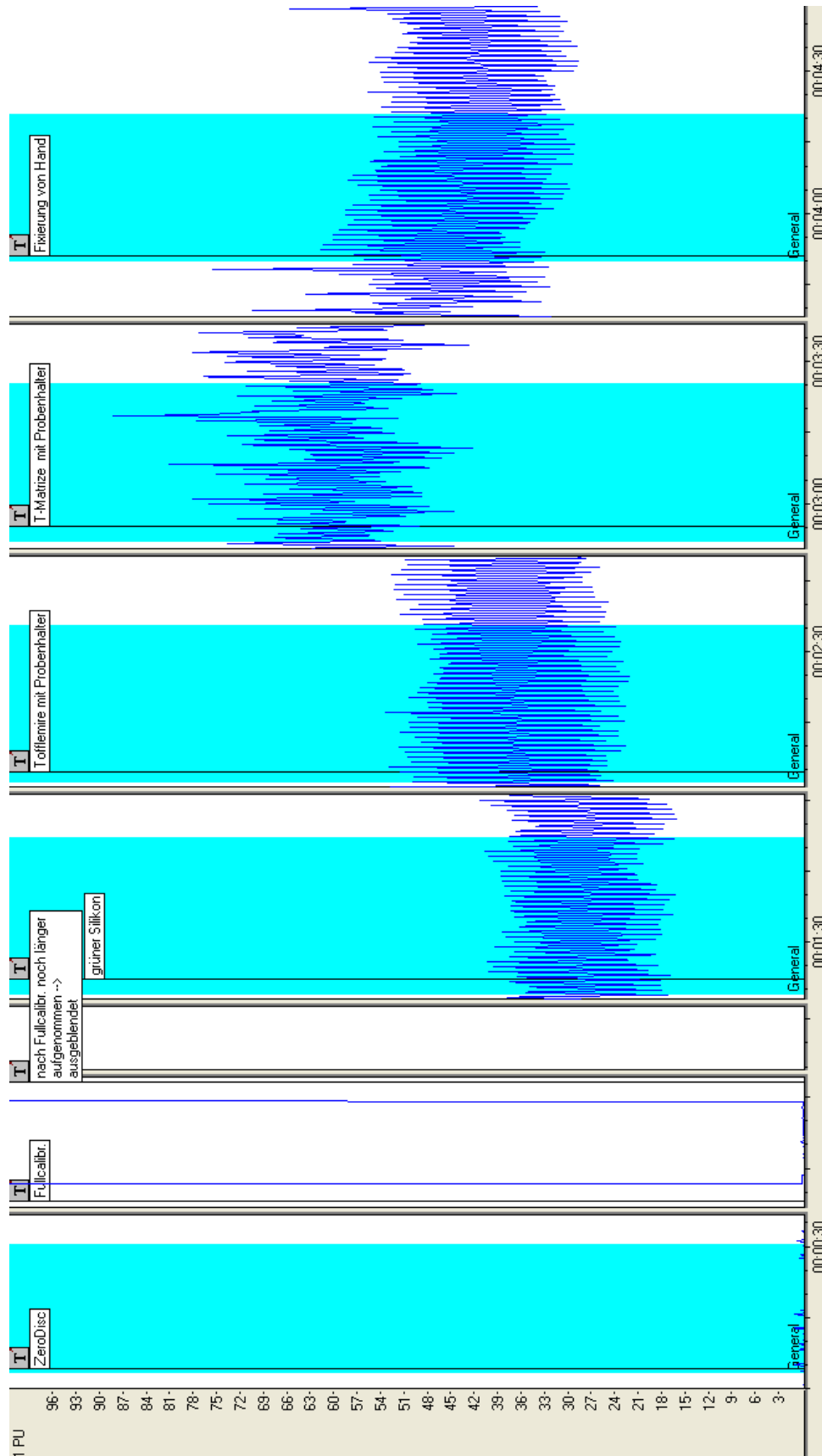
	Durchschnitt (PU)	Max (PU)	Min (PU)	Zeitdauer (s)	Standardabw.
Tag 1 Standardflüssigkeit					
Sondenhalter befeuchtet	30.73	44.62	16.57	14.66	5.79
Sondenhalter trocken	19.59	25.63	10.56	14.94	2.80
Tag 1 Milch					
Sondenhalter befeuchtet	40.43	56.24	17.15	16.43	10.16
Sondenhalter trocken	28.46	36.53	11.75	15.62	6.73
Tag 2 Standardflüssigkeit					
Sondenhalter befeuchtet	31.02	39.06	20.08	24.64	4.77
Sondenhalter trocken	23.25	28.02	14.86	15.44	3.22
Tag 2 Milch					
Sondenhalter befeuchtet	42.13	72.42	18.49	25.82	12.02
Sondenhalter trocken	29.92	40.25	13.34	25.51	8.38
Tag 3 Standardflüssigkeit					
Sondenhalter befeuchtet	27.85	34.58	18.25	31.25	3.94
Sondenhalter trocken	19.59	23.65	13.21	20.12	2.61
Tag 3 Milch					
Sondenhalter befeuchtet	43.01	63.11	19.93	20.46	10.33
Sondenhalter trocken	24.24	34.73	10.89	25.61	7.29

8.3 Messserie der Sondenbefestigungsvarianten

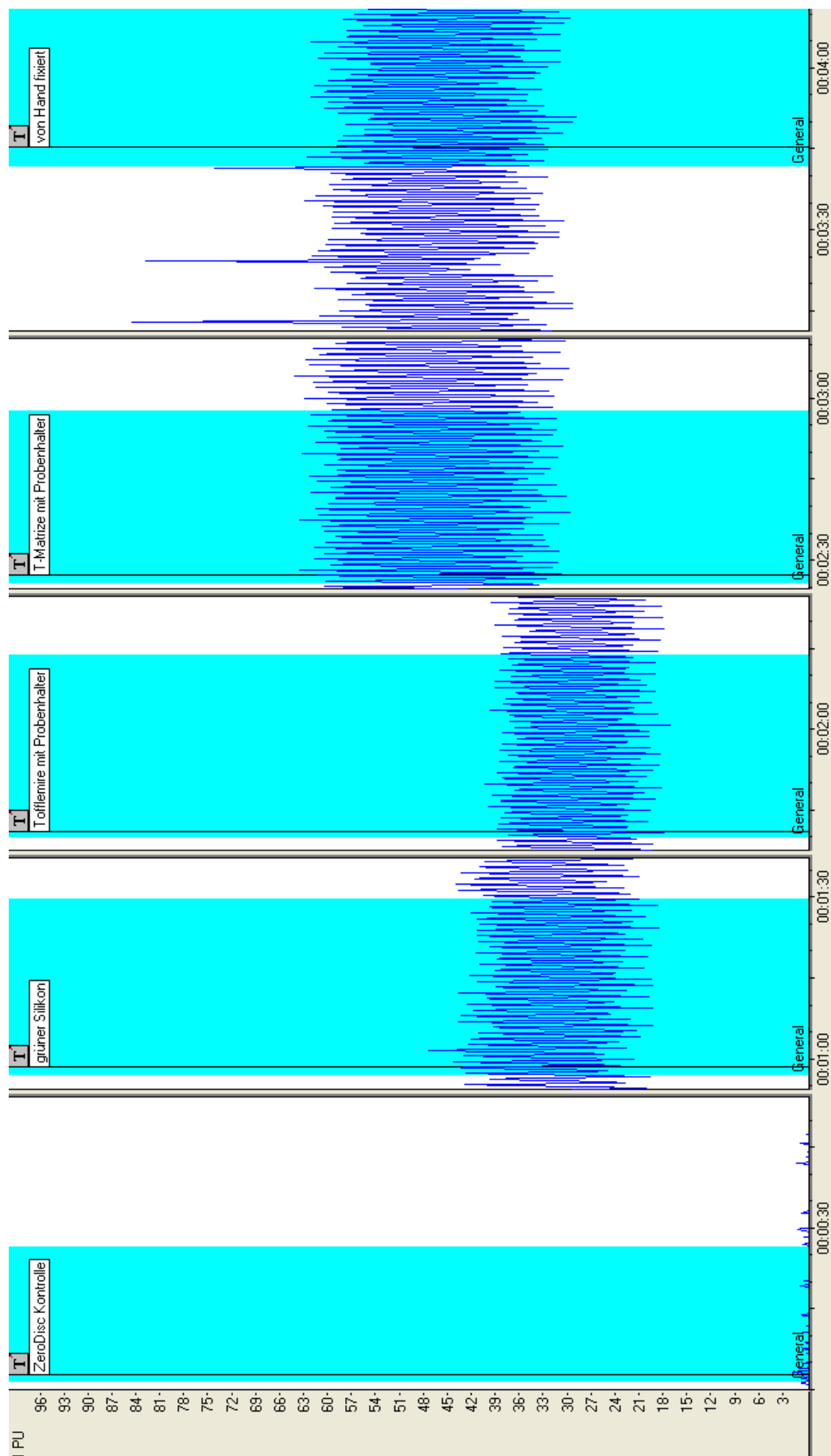
Messserie 1: Vergrößerte Darstellung der Abbildung 18



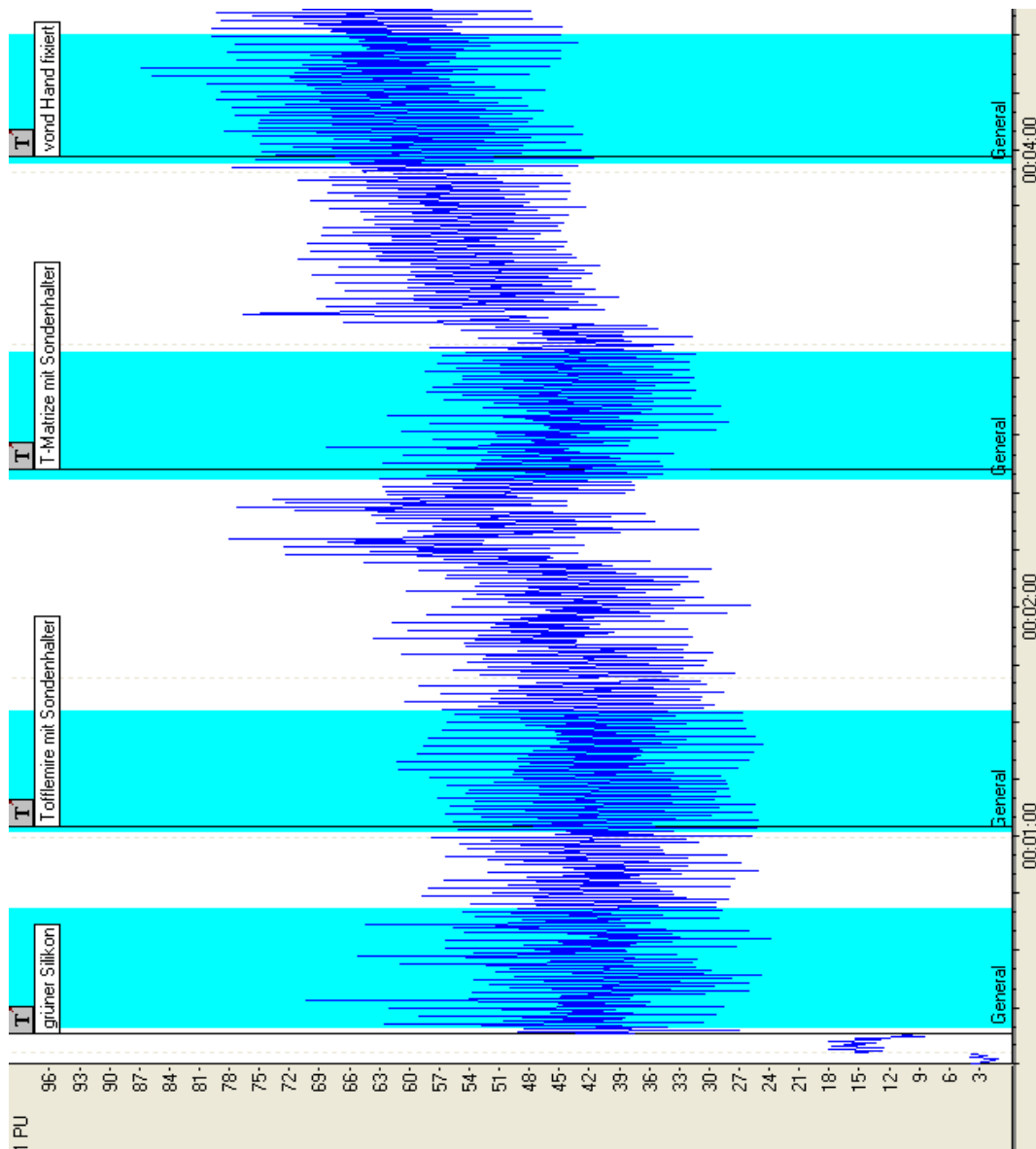
Messserie 2: Vergrösserte Darstellung der Abbildung 19



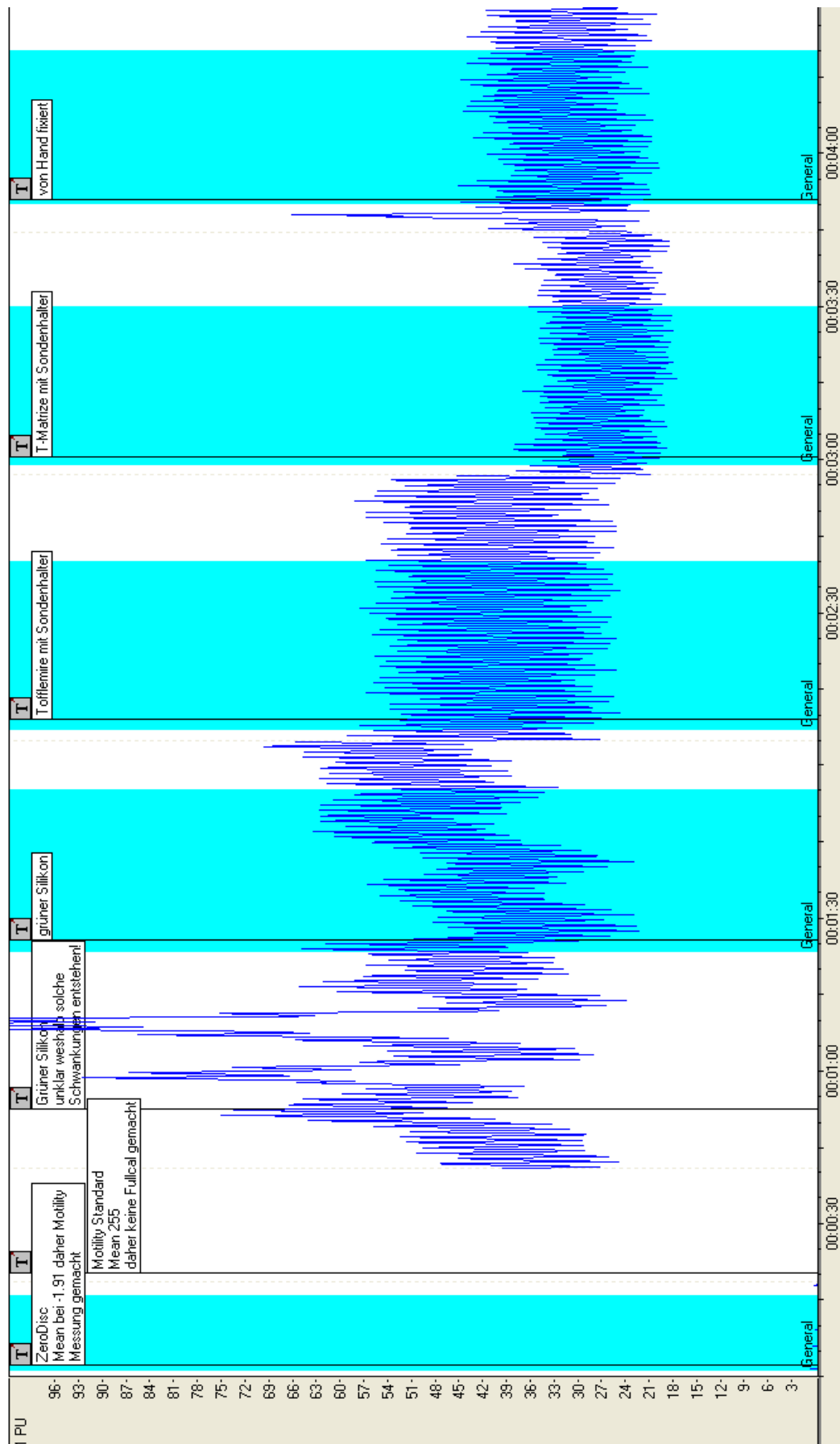
Messserie 3: Vergrößerte Darstellung der Abbildung 20



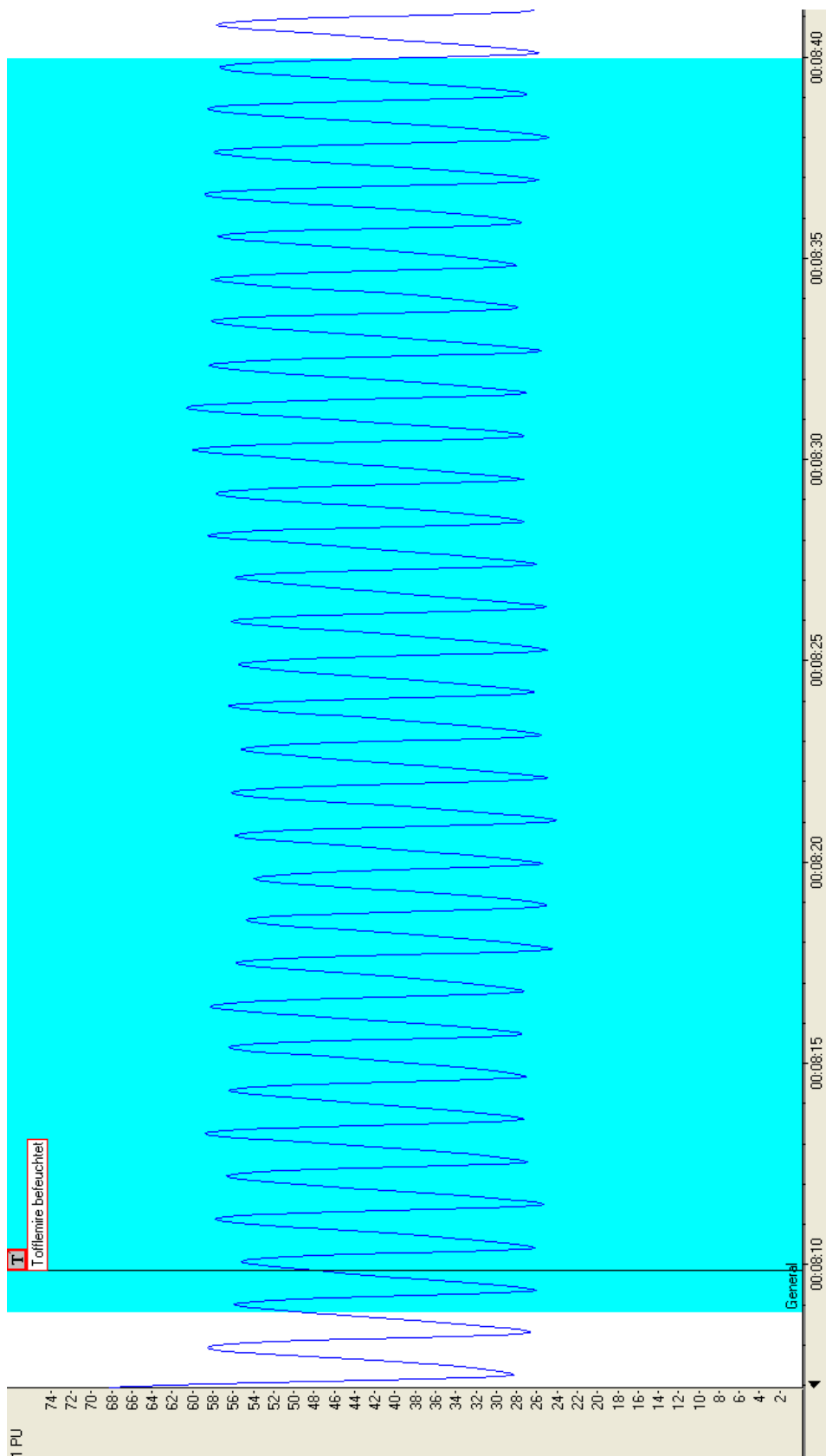
Messserie 4: Vergrößerte Darstellung der Abbildung 21



Messserie 6: Vergrößerte Darstellung der Abbildung 23



Pulsation am Beispiel der Tofflemire-Matrize:
Vergrößerte Darstellung der Abbildung 24



9 Verdankung

Für die Unterstützung zur Ermöglichung dieser Arbeit möchte ich mich ganz herzlich bei

- Dr. med. dent. Hubertus van Waes, welcher sich wann immer möglich Zeit nahm für Besprechungen und mit seiner Erfahrung die Arbeit betreute,
- Guido Pedroli für die Unterstützung bei zahntechnischen Fragen,
- meinem Mann und meiner Familie, welche stets motivierend hinter mir standen,

bedanken.

Deklaration der Eigenleistung

Ich bestätige, die vorliegende wissenschaftliche Arbeit selbstständig und ohne weitere Hilfen, ausser den unten explizit aufgeführten, durchgeführt und verfasst zu haben.

- In der Einleitung sind gewisse Textstellen aus meiner selbstständig verfassten Masterarbeit übernommen worden. Die angegebenen Autoren entsprechen den Originalquellen und sind sowohl im Text als auch im Literaturverzeichnis aufgeführt.

Mit meiner Unterschrift bestätige ich die Korrektheit der Angaben.

Datum:

Name: Ganz

Vorname: Marina Lara

Unterschrift:.....